

SAULO ELLERY SANTOS

**ANÁLISE TOPOGRÁFICA ATRAVÉS DE ANÁLISE METALOGRÁFICA DE
PLACA E PARAFUSO DO SISTEMA 2,4MM COM
SISTEMA DE TRAVAMENTO EM TRÊS DIFERENTES CICLOS DE
AUTOCLAVAGEM.**

Tese de doutorado apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do título de
doutor em Clínica Odontológica, área
de Cirurgia e Traumatologia Buco-
Maxilo-Faciais.

Orientador: Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira

Co-orientador: Prof. Dr. Marcelo Marotta Araújo

Este exemplar corresponde à versão final
da tese defendida pelo aluno, e orientada
pelo Prof. Dr. Roger William Fernandes
Moreira

PIRACICABA

2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

Sa59a Santos, Saulo Ellery, 1983-
Análise topográfica através de análise metalográfica de placa e parafuso do sistema 2,4mm com sistema de travamento em três diferentes ciclos de autoclavagem / Saulo Ellery Santos. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: Roger William Fernandes Moreira.
Coorientador: Marcelo Marotta Araujo.
Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fraturas - Fixação Interna. 2. Titânio. 3. Osteotomia. I. Moreira, Roger William Fernandes, 1971- II. Araujo, Marcelo Marotta. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Topographical analysis via metallographic analysis of plate and screw system of 2.4 mm locking system in three different cycles of autoclaving

Palavras-chave em Inglês:

Fracture fixation, internal

Titanium

Osteotomy

Área de concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Roger William Fernandes Moreira [Orientador]

Bernardo Ferreira Brasileiro

Rafael Grotta Grempel

Renato Sawazaki

Gláukon Alex Vitti Stabile

Data da defesa: 01-03-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 01 de Março de 2012, considerou o candidato SAULO ELLERY SANTOS aprovado.

Prof. Dr. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

Prof. Dr. BERNARDO FERREIRA BRASILEIRO

Prof. Dr. RAFAEL GROTTA GREMPEL

Prof. Dr. RENATO SAWAZAKI

Prof. Dr. GLAYKON ALEX VITTI STABILE

Dedico este trabalho aos meus pais,
em especial a minha mãe Zelia
Santos Ellery pelo apoio
incondicional a minha formação e
sempre estar ao meu lado nos
momentos mais difíceis da minha
vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço a **Deus** por tudo que conquistei até hoje e por guiar os meus passos na vida.

Aos meus irmãos: **Walewska, Frederico e Sérgio** por sempre me apoiarem e me incentivarem a realizar os meus sonhos.

A minha **família, tios e primos** que apesar de estarem longe sei que sempre me apoiaram.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira** que soube me apoiar, incentivar e exigir o máximo de mim, por sua paciência nos momentos de dificuldade na realização deste trabalho. Muito obrigado por tudo.

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Marcelo Marotta Araujo** que sempre me apoiou nos meus projetos de vida, sendo sempre compreensível com os momentos de dificuldade e elevando a minha auto-estima que eu sou capaz.

Aos amigos da minha especial turma: **Érica Marchiori e Patrício Neto** por terem convivido comigo nesses dois anos e compartilhado momentos de extrema alegria, angústias e tristezas.

A Faculdade de Engenharia Mecânica da Unicamp por ter permitido a execução deste trabalho em seus laboratórios

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas**, por todo o apoio e ajuda neste período de aprendizagem, e possibilitar uma estrutura extraordinária para realização de inúmeras pesquisas na Odontologia, bem como, a qualidade das pessoas que trabalham nesta instituição e se dedicam para manter o seu mais alto nível. Ao **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior**, diretor desta instituição, agradeço e admiro o seu trabalho em prol desta instituição.

A **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, coordenadora dos cursos de pós-graduação, o seu trabalho na coordenação é refletido com extrema seriedade, imparcialidade e pela qualidade de pessoa, meus agradecimentos por me ajudar nesse processo de defesa, e admiração pelos trabalhos prestados.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, professor brilhante que sempre transmitiu confiança, estímulo sempre nos mostrando que somos capazes. A sua dedicação e amor a este curso e instituição é um exemplo a ser seguido. A cordialidade e confiança transmitida a mim é algo que me fez crescer e aprender com meus próprios erros. Aos conhecimentos transmitidos durante todo o curso e amizade sincera. Muito obrigado por tudo.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, professor de um coração do tamanho do mundo, muito obrigado pelo estímulo e sempre nos apoiar nos momentos difíceis transmitindo paz, paciência e tranquilidade. Estar em sua sala é como estar em um pedacinho do céu, obrigado por sempre me ajudar no que foi preciso. É uma honra ser seu aluno. Muito obrigado por tudo.

Ao **Prof. Dr. Renato Mazonetto** (*in memorian*), apesar do pouco convívio, acompanhamos de perto os momentos mas difíceis da sua vida. Muito obrigado pelos conhecimentos transmitidos, e apoio para a realização deste curso. Seu nome estará sempre gravado nesta instituição. Muito obrigado.

A **Profa. Dra. Luciana Asprino**, muito obrigado por tudo, foram muitas as horas que passamos juntos, sejam elas em cirurgia, graduação. Muito obrigado pela amizade, conselhos e puxões de orelha que foram muito, tenho a certeza que sempre foram de coração e para eu buscar o meu melhor.

Ao **Prof. Dr. Rubens Caran**, pela abertura das portas da Faculdade de Engenharia Mecânica da Unicamp, e utilização dos laboratórios nos mais diversos horários, inclusive sábados, domingos e feriados, sempre nos deixando bem a vontade para execução dos nossos testes

Ao aluno de doutorado **Éder Lopes** da FEM da Unicamp, por ter paciência e compreensão e os ensinamentos transmitidos sobre esta área da ciência. Muito obrigado.

Ao professor colaborador e amigo **prof. Dr. Renato Sawazaki** pelos conhecimentos transmitidos, apoio e dedicação neste prestigiado programa de pós-graduação, a sua força e iniciativa foi de extrema importância para elaboração deste trabalho.

À **Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem da Universidade Federal do Ceará** que me deu a oportunidade de cursar minha graduação abrindo as portas para especialidade que escolhi.

Aos meus professores e grandes amigos: **Wagner Freire e Rodrygo Tavares** o apoio a minha formação é algo que serei eternamente grato, agradeço

pelo convívio por todos estes anos e compartilhar momentos de alegrias e tristeza. A confiança dada a mim é algo que sou eternamente grato e nunca os decepcionarei. Obrigado por todo estímulo e amizade.

Aos meus professores de graduação: **Eduardo Studart, Henrique Classen, Ricardo Martins, Haroldo Beltrão, Sérgio Santiago, Allan Neves, Ilan Vale, Mônica Studart, Jeová Moreira, Cristiane Fônseca e Ricardo Martiniano** que sempre me estimularam e incentivaram a seguir em um curso de pós-graduação.

Ao **Programa de Educação Tutorial (PET)** que iniciou a minha formação e despertou o estímulo para tornar-me um docente, muito obrigado aos colegas que convivi e aos tutores **Jeová Moreira e Sérgio Santiago**.

Aos amigos da minha turma de graduação, muito obrigado pelo convívio e estímulo na realização dos meus sonhos profissionais.

Aos amigos e professores de especialidade do meu estado: **Alexandre Nogueira, Eduardo Studart, Henrique Classen, Rodrygo Tavares, Wagner Freire, Tácio Pinheiro, Fábio Wildson, Marcelo Ferraro, David Cruz (*in memorian*), Saulo Batista, Ivo Pita, David Gondim**. Muito obrigado pelo convívio, trabalhar com todos vocês é algo que me orgulha, e faz com que a gente lute cada vez mais por uma cirurgia forte, justa e correta.

Aos meus **colegas de pós-graduação** muito obrigado pelo convívio e trabalho profissional, vocês foram parte desta importante etapa da minha vida.

As funcionárias da área de CBMF: **Edilaine (Didi), Keila, Angélica, Daiana, Fernanda, Letícia, Beatriz, Fabiane**. O trabalho, paciência faz com que

este curso sempre ande nos caminhos certos. Muito obrigado pela amizade e estímulo.

Aos **estagiários (as)** que por esta instituição passaram, o trabalho de todos vocês é muito importante para o bom andamento deste curso. Muito obrigado.

Aos **pacientes** que atendi. Muito mais do que curar a oportunidade que vocês me deram de aprender é algo irretribuível, meu muito obrigado a todos.

Aos meus grandes amigos: **Emanuel Accioly, Davi de Sá, Colombo Cirqueira, Lerner Mapurunga, Júlia Mapurugna, Rômulo Linhares e Daniela Bastos** pelo apoio e incentivo, e entender os meus momentos de ausência.

Aos colegas e preceptores dos serviços de **clínica médica, cirurgia geral, anesthesiologia, cirurgia cardíaca e cirurgia de cabeça e pescoço da santa casa de Limeira**, pela amizade e conhecimentos transmitidos, em especial ao **Dr. Afonso Manzano (cirurgião de cabeça e pescoço)**, conviver com esta pessoa é uma honra para qualquer pessoa, pelo seu exemplo de retidão, caráter e ética profissional acima de tudo, muito obrigado por todo apoio durante minha passagem por este programa.

Aos professores **Dr. Fábio Ricardo Loureiro Sato, Dr. Alexander Tadeu Sverzut e Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa** pelas correções realizadas no processo de qualificação que foram de suma importância no aprimoramento deste trabalho.

A Fundação de amparo a pesquisa do estado de São Paulo (**FAPESP**) pela bolsa concedida para execução deste trabalho

“A alegria está na luta, na tentativa,
no sofrimento envolvido
e não na vitória propriamente dita.”

Mahatma Gandhi

RESUMO

Sistemas de fixação interna estável são utilizados em cirurgia óssea, sejam elas de fraturas ou osteotomias programadas, podem ser submetido a múltiplos procedimentos de esterilização procedimentos antes da implantação em um ambiente de acolhimento. Durante a sua utilização eventualmente o cirurgião depara-se com intercorrências cirúrgicas como quebra da placa durante a dobragem ou quebra de parafusos durante sua inserção e isso de fato ocorre na prática clínica. O objetivo do autor neste estudo foi avaliar se o processo repetido de autoclavagens influencia nas características de dureza e microscópicas das placas e parafusos do sistema 2,4mm “locking”. A amostra foi dividida em placas: grupo I (0) controle, grupo II submetido a 20 processos de autoclavagem e grupo III submetido a 60 processos de autoclavagem. Os parafusos foram divididos da mesma forma: grupo I (0), grupo II (20) e grupo III (60). Após o preparo do corpo de provas foram realizados os testes de dureza e avaliação em microscopia da microestrutura. Encontrou-se uma média de valores de dureza de 180,2; 183,8 e 171,8 Vickers respectivamente para os grupos I, II e III das placas ($p=0,497$) e os valores médios de 328,8; 340,8 e 355,3 Vickers respectivamente para os grupos I, II e III dos parafusos ($p=0,283$). Na análise microscópica tanto dos parafusos quanto das placas observou-se imagens em 500x que revelaram a microestrutura do material, com grânulos em conformações diferentes, de acordo com a margem analisada, observam-se ainda formação de maclas, principalmente na margem interna, o que pode ser decorrente de força de pressão/cisalhamento durante processo de usinagem, mas sem diferenças entre os grupos. Baseado nos resultados obtidos nas amostras estudadas, observou-se que o processo repetido de autoclavagens não alterou significativamente as características de dureza e microscópicas do material analisado.

Palavras-chave: Metalografia, esterilização e fixação interna estável.

ABSTRACT

Stable internal fixation systems are used in bone surgery, either fractures or osteotomies, It can be submitted to multiple procedures sterilization procedures before implantation. During its use eventually the surgeon is confronted with surgical complications such as rupture of the plate during bending or breakage of screws during insertion, and this in fact occurs in clinical practice. The aim of study was to evaluate if the repeated autoclaving influences the characteristics of hardness and microscopic of plates and screws of 2.4 mm system "locking". The sample was divided into plates: group I (0) control, group II was subjected to 20 sterilization processes and group III underwent 60 procedures for autoclaving. The screws were divided equally: group I (0), group II (20) and group III (60). After preparing the sample, and were carried out hardness testing and evaluation in the microscopy of microstructure. We found a mean hardness value of 180.2, 183.8 and 171.8 Vickers respectively for the groups I, II and III of the plates ($p = 0.497$) and mean values of 328.8, 340.8 and 355.3 Vickers respectively for the groups I, II and III of the screws ($p = 0.283$). Microscopic analyzes of both screws and the plates was observed images 500x revealed that the microstructure of the material, with granules in different conformations in accordance with the margin analyzed, there are still forming twinned, especially in the inset, which may be due to pressure force / shear during the machining process, but no differences between groups was observed. Based on the results obtained in all samples, it was observed that the repeated autoclaving does not significantly alter the characteristics of the material hardness and microscopic examination.

Key words: Metalography, sterilization and stable internal fixation.

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	01
2 – REVISÃO DA LITERATURA	04
2.1 Titânio	04
2.2 Titânio e esterilização	06
3 – PROPOSIÇÃO	10
4 – MATERIAL E MÉTODOS	11
5 – RESULTADOS	21
6 – DISCUSSÃO	37
7 – CONCLUSÕES	40
8 – REFERÊNCIAS	41

1 INTRODUÇÃO

Dados do mundo todo tem mostrado que entre 1940 e 1975 cerca de 100 milhões de material de fixação foram instalados em seres humanos (Smith & Black, 1976). Estes sistemas de fixação são submetidos a condições de trabalho agressivas e sua prematura falha pode ser influenciada por vários fatores, que incluem má concepção do seu desenho, falha no processo de fabricação e procedimento de instalação de forma incorreta pelo cirurgião (Dumblenton & Miller, 1975; Azevedo & Hippert, 2002).

Em 1999, o governo brasileiro criou a Agência Nacional de Vigilância em Saúde do Brasil (ANVISA) para promover o controle sanitário da produção e comércio de produtos médicos e odontológicos e serviços no Brasil (Azevedo & Hippert, 2002). Esta agência reguladora está prestes a estabelecer um procedimento geral a ser adotado pelos profissionais de saúde e fabricantes em casos de falha de cirurgia onde foram utilizados materiais de fixação baseando se na *Food and Drug Administration* (FDA) e nos protocolos da agência europeia de dispositivos médicos.

O Titânio puro e outras ligas de titânio foram originalmente projetados para uso em materiais estruturais gerais, especialmente para estruturas aeroespaciais e só posteriormente adotado para aplicações biomédicas. Mais tarde, o desenvolvimento de ligas de titânio especialmente destinadas a utilização em corpos vivos começou com a introdução de novas ligas utilizando mais elementos B-estabilizador biocompatíveis tais como Fe, Ta, Zr, Sn e Nb. O módulos de elasticidade de a + b ligas de Ti são muito menores do que as de aço inoxidável e ligas de CO, mas são ainda muito maior do que a do osso cortical (Ninomi, 2002).

A Sociedade Americana para testes e materiais (ASTM) classifica o titânio comercialmente puro em diferentes graus de pureza (Tabela 1)

Tipo	N	Fe	O	C	H
ASTM I	0,03	0,2	0,18	0,1	0,15
ASTM II	0,03	0,3	0,25	0,1	0,15
ASTM III	0,05	0,3	0,35	0,1	0,15
ASTM IV	0,05	0,5	0,40	0,1	0,15

Tabela 1 – Exibe a quantidade dos diferentes contaminantes aceitáveis para cada grau de pureza em percentagem/peso.

A aceitação biológica bem conhecida do titânio fez com que o uso deste metal para placas e parafusos pra fixação óssea torna-se comum relatado desde 1984 por Woo *et al.* A camada de superfície de titânio, comumente utilizados em tais sistemas, tem sido descrito como passiva e altamente biocompatível (Albrecktsson & Jakobssen, 1986) .

Sistemas de fixação interna estável são utilizados em cirurgia óssea, sejam elas de fraturas ou osteotomias programadas, podem ser submetido a múltiplos procedimentos de esterilização procedimentos antes da implantação em um ambiente de acolhimento segundo Vezeau *et al.* (1996).

Como a experiência em cirurgia craniofacial se expande pelo mundo, assim deve a nossa compreensão das ferramentas do nossa especialidade. Nosso interesse na integridade estrutural dos sistemas de placas e parafusos utilizados em cirurgia craniofacial foi despertado por uma observância anedótica: a fratura da cabeça do parafuso e placas de velho conjuntos de instrumentos que tinham sido utilizados e autoclavados numerosas vezes anteriormente. (Adelson *et al.* 2007).

Devido a esterilização ser um dos os preparativos finais realizados antes da instalação do sistema de fixação, um estudo das alterações da superfície e alterações metalográficas para repetidos ciclos de esterilização do material é pertinente.

Existe uma escassez surpreendente de informação em relação aos efeitos de exposições múltiplas de esterilização nas superfícies de tais implantes. Dada a nossa incerteza quanto ao número de ciclos de autoclave experimentados por qualquer componente individual de um conjunto de revestimento craniofacial e a ausência de informações na literatura sobre este tema, buscamos para determinar o efeito, se existir, do autoclave repetido ciclos sobre as propriedades do material de titânio implantes comumente usados em cirurgia buco-maxilo-facial.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Titânio

Durante as últimas décadas, o titânio tem atraído uma grande atenção dos investigadores em biomateriais dentários e clínicos, devido à sua excelente biocompatibilidade e química aceitável, bem como suas propriedades físicas e mecânicas, melhorias notáveis tem sido feitas em todas as fases de tecnologia de fundição, bem como o desenvolvimento de novas ligas com adição de outros metais que melhorem as suas qualidades (Nakajima & Okabe, 1996).

A história da utilização de titânio nos Estados Unidos da América (EUA) como um material biomédico começou cerca de 70 anos atrás (Okabe & Hero, 1995). Em 1940, Bothe *et al.* implantou titânio em animais de laboratório, juntamente com outros materiais metálicos que foram utilizadas para aplicações cirúrgicas. Eles relataram que o titânio foi bem tolerado, aparentemente devido à sua excelente resistência à corrosão, o que foi posteriormente confirmada em fluidos biológicos por Clarke & Hickman em 1953.

Beder & Ploger (1956) descreveram o uso do titânio para implantes intrabucal utilizando cães. Eles sugeriram fazer implantes de titânio, através de moldagens. Durante muito tempo, era comum a utilização de implantes feitos sob medida para aquele rebordo a ser feitas de liga de cromo-cobalto, ao passo que foi preferido que os dispositivos pré-fabricados feitos de titânio.

Nos EUA, Linkow (1990) foi a pioneira no desenvolvimento de moagem de lâmina de titânio para a fabricação de implantes “*blade-vent*”, que foram introduzidos no início dos anos 1970.

O Titânio e suas ligas têm sido gradualmente aceito nos EUA para uso odontológico e ortopédico. As tendências recentes na pesquisa sobre a aplicação de titânio para odontologia nos EUA são evidentes a partir dos números de apresentações relacionadas com titânio que foram dadas nas reuniões anuais da Associação Americana de Pesquisa Odontológica (AADR) e da Associação Internacional de Pesquisa Odontológica (IADR) no período de 1984-1996 (Nakajima & Okabe, 1996).

Acredita-se que o futuro da tecnologia de titânio parece brilhante. Existe potencial para o uso alargado de titânio em medicina, no entanto, pouca pesquisa sistemática sobre as aplicações do titânio tem sido feito é necessário uma extensa pesquisa sobre tecnologia de fundição, e outras aplicações que devem ser feitas. O Japão é atualmente o país mais avançado e ativo na pesquisa e aplicação de titânio (Nakajima & Okabe, 1996).

2.2 Titânio e esterilização

Tuncer *et al.* (1996) realizaram um estudo biomecânico em animais para se comparar miniplacas de titânios originais e utilizadas. Quatro cães foram escolhidos para este estudo. Uma fratura experimental foi feita na região da sínfise mandibular de cada cão. Duas miniplacas e oito parafusos foram aplicados, e removeu em três e seis meses pós-operatório. As características da superfície e mecânicas de miniplacas de titânio foram avaliados. Os grupos foram divididos em: grupo A - placas original (não usada) como grupo controle; grupo B - placas originais dobrados como na operação, mas não deixou-se no tecido; grupo C - Placas removido no terceiro mês pós-operatório e grupo D - Placas removido no sexto mês pós-operatório. Após a avaliação de todos os grupos, não houve diferença na microestrutura das superfícies, mas algumas diferenças em características mecânicas estavam aparentes.

Vezeau *et al.* (1996) realizaram um estudo para avaliar as alterações da superfície e os efeitos de adesão e disseminação celular in vitro em preparados de titânio comercialmente por múltiplas exposições a métodos de esterilização comuns. Como metodologia foram utilizados discos de titânio comercialmente puro que foram preparadas a rugosidade da superfície aproximada de miniplacas ósseas comercialmente disponíveis. As amostras foram submetidos a esterilização por exposição à luz ultravioleta; esterilização a óxido de etileno (1, 5, ou 10 ciclos); e por tratamento em autoclave a vapor (1, 5, ou 10 ciclos). Superfícies representativas destes grupos de esterilização foram examinados usando uma série de técnicas analíticas de superfície, incluindo eletrônica de varredura microscopia de varredura (MEV), espectroscopia de fotoelétrons de raios-X (XPS), espectroscopia Auger (AES), e medidas de ângulo de contato. Ensaio de fixação de células usando fibroblastos de murídeo foram então realizadas sobre superfícies de titânio a partir de cada grupo de esterilização e em controles de

tecido de plástico cultura. E concluíram que ambos óxido de etileno e esterilização em autoclave de vapor contaminou e alterou a superfície de titânio, resultando em níveis diminuídos de fixação e espalhamento celular. Ainda afirmam que embora experimentos *in vivo* comprobatórios deva ser conduzida, os resultados deste estudo indicam que alguns regimes de múltipla esterilização para materiais metálicos podem representar sérios problemas biológicos.

Azevedo (2002) realizou um interessante estudo para se avaliar as placas de reconstruções de titânio comercialmente puro que falharam e necessitaram da sua remoção durante o seu uso. O exame microestrutural revelou a presença de grãos equiaxial e plaquetas intergranular, que foram identificadas como fase b. O exame fractográfico revelou que a fratura ocorreu por um mecanismo de fadiga associada a intensa fissuras intergranulares secundária (fratura frágil). Ataque seletivo de b-precipitados também foram observada nas superfícies do material, que estavam em contato com os fluídos corporais. Os resultados indicaram que a fratura prematura da placa foi causado por um mecanismo de corrosão-fadiga.

Adelson *et al.* (2007) realizaram um estudo para determinar o efeito de múltiplos ciclos de esterilização na integridade de placas e parafusos de titânio utilizadas em reconstrução crânio facial. Os autores avaliaram o torque a fratura para 36 parafusos de titânio 6AL-4V (Ti 6/4) dividido em 3 grupos (controle, após 10 ciclos de autoclavagem e após 50 ciclos de autoclavagem). A esterilização foi realizada por autoclavagem durante 15 minutos, seguido de 8 minutos de secagem a 270 ° a 272 ° F. Como resultado encontraram que embora tenha havido uma tendência de diminuição da força e aumento da capacidade de fratura com aumento do número de ciclos de autoclavagens, este não atingiu significância estatística. E os mesmos concluíram que ciclos repetidos de autoclavagem não teve nenhum efeito significativo sobre a integridade de placas de titânio e parafusos utilizados rotineiramente em cirurgia craniofacial.

Colella *et al.* (2008) realizaram um estudo para avaliar as mudanças que ocorrem nas características mecânicas do titânio de miniplacas de osteossíntese quando expostos a repetidos ciclos de esterilização (0, 10, 50 e 100 ciclos de autoclavagens). As características das miniplacas foram avaliadas usando o teste de resistência a penetração (dureza vickers), método de elementos finitos (MEF) e medições de rugosidade superficial também foram realizados. Os autores concluíram que os testes experimentais estáticos têm mostrado que todas as miniplacas testadas não apresentam diferenças notáveis e isso sugere que ciclos de esterilização não afetam as características mecânicas do produto.

Mattos *et al.* (2011) realizaram um estudo para avaliar a influência da esterilização em autoclave sobre o torque de fratura de cinco mini implantes comercialmente disponíveis utilizado para ancoragem ortodôntica. Dez mini-implantes de cada uma dos cinco diferentes fabricantes foram submetidos a um ciclo de autoclavagem (controle) e um outro grupo que foram submetidos a 10 processos de autoclavagens. Os mini-implantes, foram conectados a um medidor de digitais binário colocados perpendicularmente à superfície do osso, foram inseridos em segmentos ósseos corticais femorais de suínos até a sua fratura. Os autores concluíram que a esterilização em autoclave dos mini-implantes testados neste estudo não afetou a sua resistência à fratura.

Danesi *et al.* (2011) realizaram um estudo para estabelecer um protocolo para reutilização de materiais de fixação ortopédicos em países de baixa e média renda. em países de baixa e média renda, a reutilização se dá parcialmente devido à disponibilidade inadequada dos dispendiosos dispositivos de osteossíntese. E os ortopedistas em algumas destas regiões regularmente reutilizam dispositivos osteossíntese em um esforço para atender às demandas de tratamento, embora tais dispositivos geralmente são reguladas para utilização única. Para estabelecer este protocolo critérios de aceitação primários foram

estabelecidos e aplicados a dispositivos de osteossíntese removidos entre 2005 e 2008. Um rigoroso protocolo para a realização de descontaminação e inspeção visual com base em critérios específicos de despistagem foi implementado utilizando equipamento simples que está prontamente disponível em países de baixa renda. Um total de 2050 dispositivos de osteossíntese (incluindo larga variedade de placas, parafusos e grampos) foram reprocessados usando o protocolo de inspeção e descontaminação. A taxa de aceitação destes materiais foi de 66%. O tempo necessário para implementar o protocolo para reprocessar uma unidade típica de osteossíntese (1 placa e 5 parafusos) foi de 25 minutos e o custo estimado na Itália foi de 10 euros para implementação do protocolo e um adicional de 5 euros para esterilização para o usuário final no próprio hospital. Ainda afirma que a implementação deste protocolo de reprocessamento ajuda os países pobres a limitar os riscos de esterilização inadequada e falha estrutural, sem acrescentar riscos adicionais para os pacientes que receberam os dispositivos re-utilizados.

Casper *et al.* (2011) compararam os efeitos de ciclos múltiplos em autoclave a resistência de carga de torção de 3 sistemas de limas endodônticas rotatórias. Os grupos foram submetidos a 1, 2, 3 e 7 ciclos de autoclavagens, as limas foram testada em um torsiômetro. Como resultados encontraram que os ciclos de autoclavagem não teve efeito significativo sobre o desempenho para qualquer um dos sistemas de instrumentos testados.

Plotino *et al.* (2012) avaliaram efeito da esterilização em autoclave na resistência de fadiga cíclica de instrumentos endodônticos rotatórios feitas de tradicionais e novas ligas de níquel-titânio (NiTi) de 4 marcas diferentes. Os instrumentos esterilizados foram submetidos a 10 ciclos de esterilização em autoclave. Repetidos ciclos de esterilização em autoclave não parecem influenciar as propriedades mecânicas de instrumentos endodônticos de NiTi.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo do autor neste estudo foi avaliar se o processo repetido de autoclavagens influencia nas características de dureza e microscópicas das placas e parafusos 2,4mm com sistema de travamento.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 – Placas e parafusos

Foram utilizados nesse trabalho 15 parafusos de titânio de 10 mm (Código 1.36.24.03.09.010) do sistema de fixação 2,4 mm locking da marca comercial Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda. EPP – Tóride – Mogi Mirim, São Paulo – Brasil) (Figura 1).



Figura 1 – Etiqueta com as características do parafuso analisado

Foram utilizados nesse trabalho 15 placas de titânio de 4 furos (Código I00311/010958) do sistema de fixação 2,4 mm locking da marca comercial Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda. EPP – Tóride – Mogi Mirim, São Paulo – Brasil) (Figura 2).



Figura 2 – Etiqueta com as características do parafuso analisado

De acordo com as especificações do fabricante, as placas são de titânio comercialmente puro, de grau II e os parafusos de liga de titânio alumínio-vanádio (90% Ti, 6% Al, 4% V).

A fim de determinar possíveis variações nos resultados devido à falta de padronização dimensional das placas e parafusos, foi realizada uma avaliação dimensional, conforme estudo de Trivellato (2001), com o uso de paquímetro digital marca Mitutoyo Modelo Série 500 (Mitutoyo Sul Americana Ltda. – São Paulo, São Paulo – Brasil), com precisão de 0,01 mm. Foram avaliadas seis medidas em 10 placas e quatro medidas em 10 parafusos de 5 mm e em 10 parafusos de 13 mm, escolhidos aleatoriamente dentro da amostra total. Cada uma das peças foi mensurada três vezes e estabelecida uma média final.

4.2 – Amostra:

Para a realização do trabalho as amostras foram agrupadas da seguinte forma:

Placas

Grupo I – 5 placas do sistema 2,4mm (grupo controle)

Grupo II – 5 placas do sistema 2,4mm submetidos a 20 processos de autoclavagens

Grupo III – 5 placas do sistema 2,4mm submetidos a 60 processos de autoclavagens.

Parafusos

Grupo I – 5 parafusos de 10mm do sistema 2,4mm (grupo controle)

Grupo II – 5 parafusos de 10mm do sistema 2,4mm submetidos a 20 processos de autoclavagens

Grupo III – 5 parafusos de 10mm do sistema 2,4mm submetidos a 60 processos de autoclavagens.

O processo de autoclavagem consistiu de 121° C por 30 minutos a pressão de 30psi em 100% de umidade. Com intervalo de 1 dia entre o processo de repetição do ciclo.

4.2.1 – Preparo dos corpos de prova

As amostras foram recebidas em embalagens plásticas lacradas com as respectivas informações do fabricante sobre cada placa e parafuso (Figura 2).

Após conferência e registro das informações as embalagens foram abertas e conferidas. Deu-se então o início da confecção dos corpos de prova.

Inicialmente para as placas foi necessário o corte de um dos elos para que o tamanho da mesma se adequasse a máquina de embutição de resina. Foi utilizada a máquina ISOMET 2000 PRECISION SAW (modelo 11-2480. BUEHLER® – Lake Bluff, Illinois-USA) com com disco de corte diamantado para metais não ferrosos (102x0.3x12.7mm AROTEC®, SP) (Figura 3).

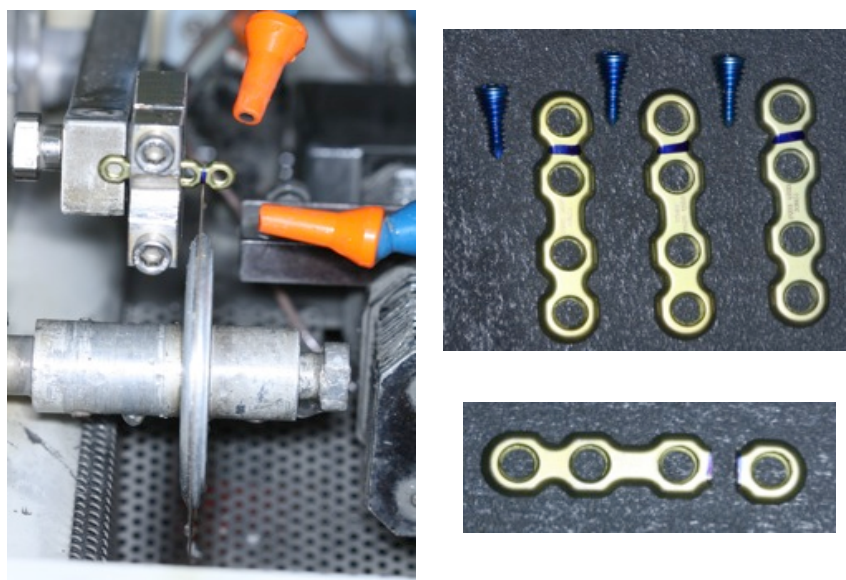


Figura 3 – Realização do corte de um dos elos da placa

Cada segmento de placa com 3 elos e cada parafuso do sistema correspondente foi incluído em resina para inclusão com prensagem à quente (Pré-30S, AROTEC®, SP) durante 15min. (Figura 4 e 5)



Figura 4 – Realização da inclusão para confecção do corpo de prova.



Figura 5 – Corpo de prova bruto após remoção da máquina de inclusão

4.2.2 – Lixamento dos corpos de prova

Após o preparo dos corpos de prova as amostras passaram por um processo de lixamento com aumento gradativo da granulações da lixa iniciando-se pela de granulação 100 e seguindo pelas granulações 220, 400, 600 e 1200 (Lixa de água, 3M), em uma máquina de polimento (Politriz AROPOL 2V, AROTEC®, SP). Entre cada mudança de lixa o corpo de prova era girado em 90 graus até que as ranhuras da lixa anterior sumissem (Figuras 6 e 7).

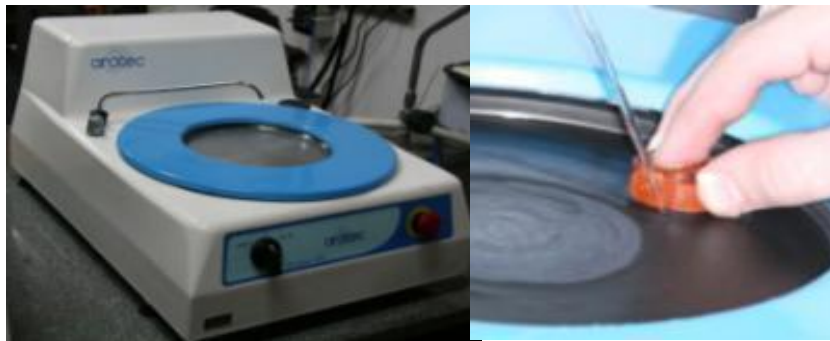


Figura 6 – processo de lixamento do corpo de prova



Figura 7 – Corpo de prova após o processo de lixamento

4.2.3 – Polimento dos corpos de prova

Após o lixamento dos corpos de prova deu-se início ao processo de polimento das amostras.

O polimento das amostras foram realizados com a utilização da máquina de polimento (Politriz AROPOL 2V, AROTEC®, SP) e utilização do pano de polimento para metais ferrosos e não ferrosos (DP MOL, STRUERS®, Dinamarca) com a utilização de pasta de diamante para polimento metalográfico de 6 micrômetros (AROTEC®, SP) sob irrigação abundante com álcool PA (Figura 7).



Figura 8 – Exibe o pano de polimento e a pasta de diamante de 6 micromêtros utilizadas.

Após o polimento com a utilização dos panos de polimento e pasta de diamante os corpos de provas passaram por um processo de polimento final.

O polimento final foi obtido na máquina de polimento automática EcoMet® 250 Grinder-Polisher and AutoMet® 250 Power Head (Buehler, Chicago, USA) com líquido de polimento/lubrificação OPS SUSPENSION (STRUERS®, Dinamarca) e disco de polimento de borracha, durante 20 minutos. Com essa etapa, obtém-se polimento máximo da superfície do corpo de prova a ser levado para análise metalográfica (Figura 8).



Figura 8 – Polimento final dos corpos de prova

4.2.4 – Ataque ácido

Após realização de toda a sequência de polimento dos corpos de prova, é necessário um último preparo da superfície antes de realizar metalografia. Assim, foi realizado ataque ácido, com reagente de Kroll (10mL de HF, 5mL de HNO₃, 85mL de H₂O). As variações na estrutura cristalina do titânio modificam suas propriedades físicas e químicas, alterando suas características metalúrgicas e mecânicas. Estas modificações, que são microestruturais, não são percebidas a

olho nu e nem mesmo com microscopia de grande aumento. Porém, como possuem propriedades físico-químicas distintas, podem ser atacadas de maneira diferente por uma solução ácida adequada. No caso do titânio, a solução de Kroll é a mais utilizada para este ataque, o qual revela (mesmo a olho nu para grandes extensões), a região do metal que sofreu uma transformação alotrópica de fase (Figura 9).



Figura 9 – Ataque ácido por 30 segundos

4.3 – Testes de dureza

Dureza Vickers é um método de classificação da dureza dos materiais baseada em um ensaio laboratorial. Neste método, é utilizada uma pirâmide de diamante com ângulo de diedro de 136° que é comprimida, com uma força arbitrária "F", contra a superfície do material. Calcula-se a área "A" da superfície impressa pela medição das suas diagonais.

A dureza Vickers HV é dada por:

$$HV = \frac{F}{A} = \frac{2 \cdot F \cdot \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2} \approx 1,8544 \frac{F}{d^2}$$

onde

$$d = \frac{d_h + d_v}{2}$$

O método é baseado no princípio de que as impressões provocadas pelo penetrador possuem similaridade geométrica, independentemente da carga aplicada. Assim, cargas de diversas magnitudes são aplicadas na superfície plana da amostra, dependendo da dureza a ser medida (Figura 10).

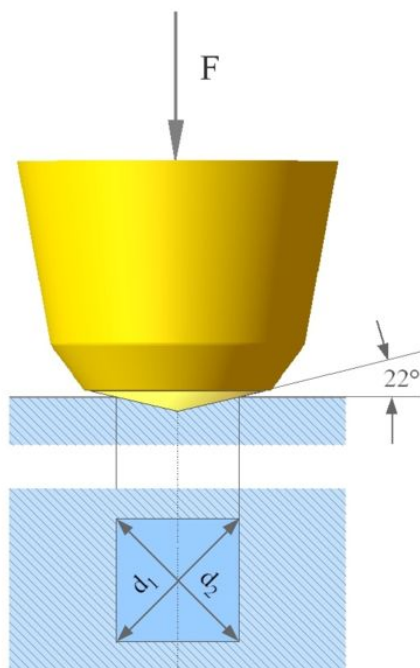


Figura 10 – Representação esquemática do teste de dureza de vickers

Para o referido teste foi utilizado o microdurômetro (Buehler, Illinois, USA) (Figura 11).

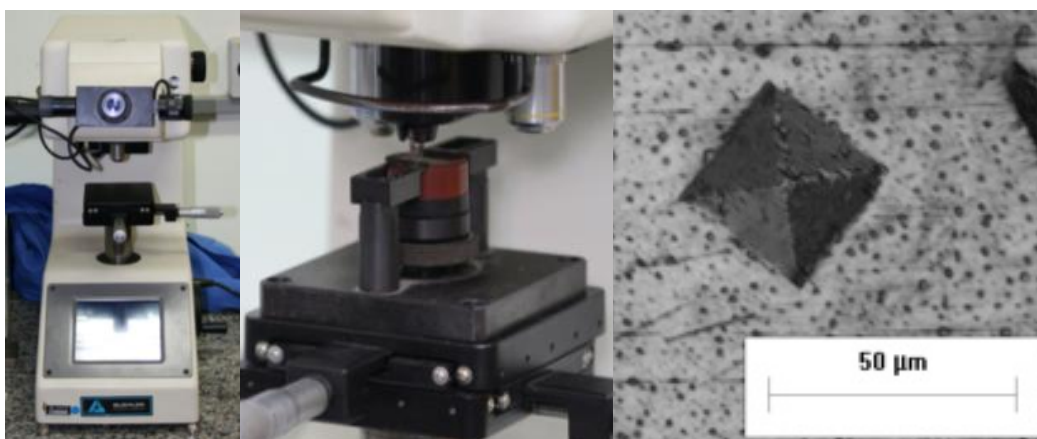


Figura 11 – Realização dos testes de dureza de Vickers

4.4 – Análise microscópica

Após a realização dos testes de dureza, as amostras foram avaliadas sob microscopia óptica nos aumentos de 50, 100, 200 e 500x, com registro das imagens das regiões centrais e periféricas das placas e centrais e periféricas dos parafusos com o objetivo de avaliar a microestrutura, formação de maclas e disposição dos cristais.

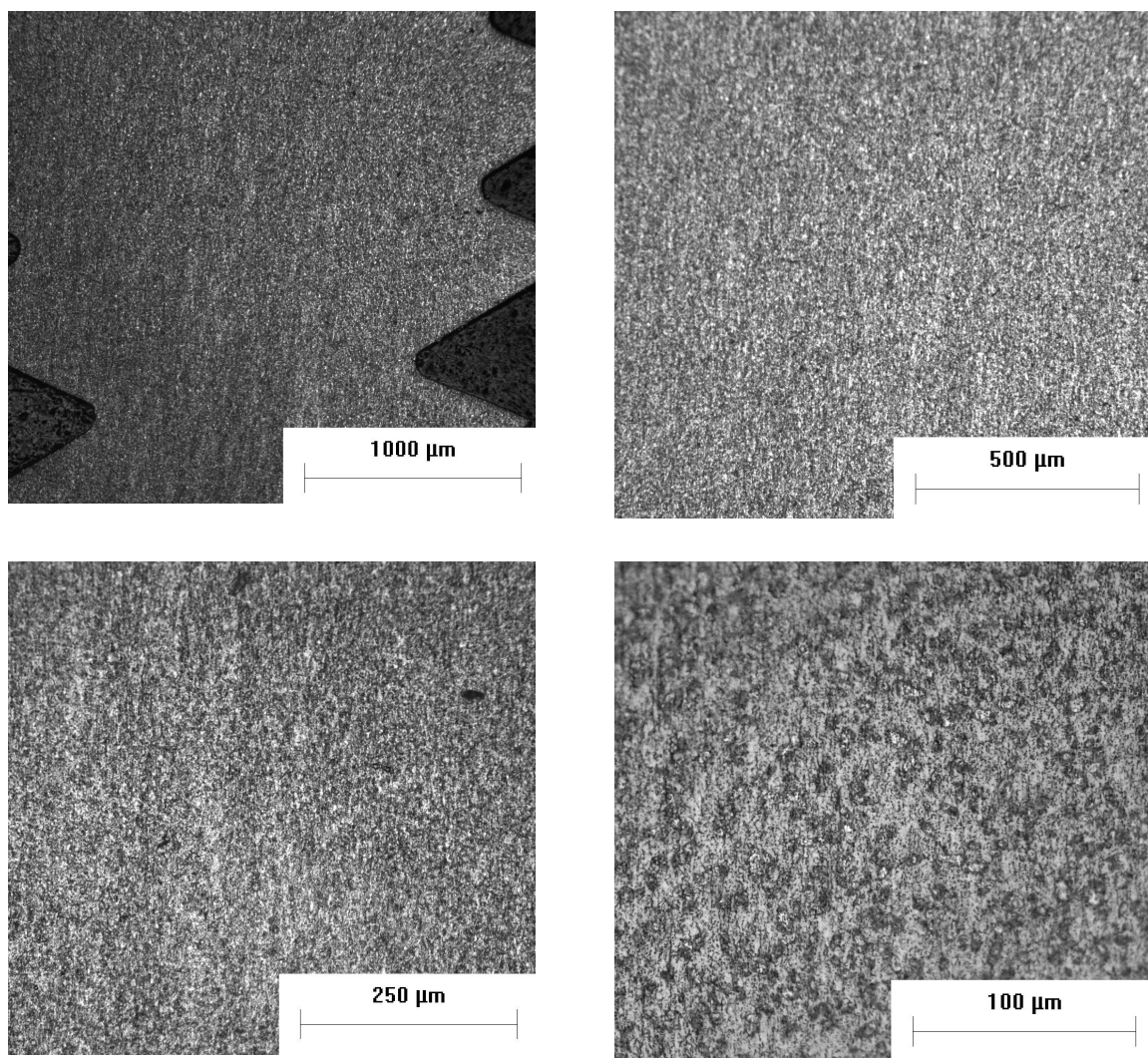


Figura 12 – exemplos dos aumentos de 50x (superior á esquerda), 100x (superior a direita), 200x (inferior a esquerda) e 500x (inferior a direita).

5 RESULTADOS

5.1 – Testes de dureza

Foram realizadas 5 (cinco) medidas em cada grupo obtendo-se as seguintes médias de dureza para as placas: Grupo I: 180,2 vickers; Grupo II: 183,8 vickers; Grupo III: 171,8 vickers (Tabela 2).

Grupos	Grupo I (o)	Grupo II (20)	Grupo III (60)
Máximo	193,3	195,5	180,7
Mínimo	155,1	176	160,9
Variação	38,2	19,5	19,8
Média	180,2	183,8	171,8
Desvio padrão	15,7	7,5	8,0

Tabela 2 – Exibe os valores máximos, mínimos, variação, média e desvio padrão de cada grupo testado.

Para a amostra dos parafusos também foram realizados 5 (cinco) medidas obtendo-se as seguintes médias de dureza: Grupo I: 328,8 vickers; Grupo II: 340,8 vickers; Grupo III: 355,3 vickers (Tabela 3).

Grupos	Grupo I (0)	Grupo II (20)	Grupo III (60)
Máximo	354,3	357,7	369
Mínimo	296,7	326,5	343,6
Variação	57,6	31,2	25,4
Média	328,8	340,8	355,3
Desvio Padrão	20,8	12,5	9,5

Tabela 3 – Exibe os valores máximos, mínimos, variação, média e desvio padrão de cada grupo testado.

Análise estatística

Aplicação do teste de ANOVA One-Way e posterior teste de Tukey com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos da placa ($p=0,497$) gráfico 1, e parafusos ($p=0,283$).

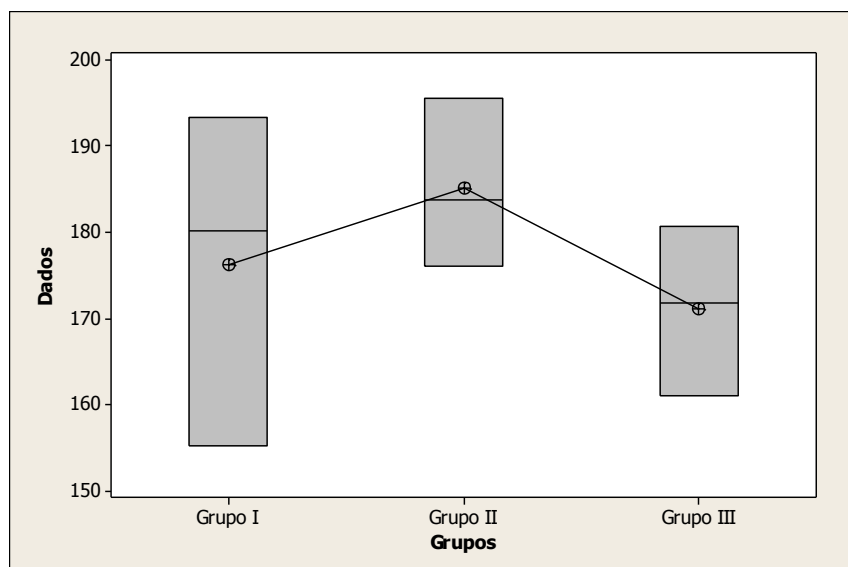


Gráfico 1: Exibe a variação das médias de cada grupo testado: I (0), II (20), III (60)

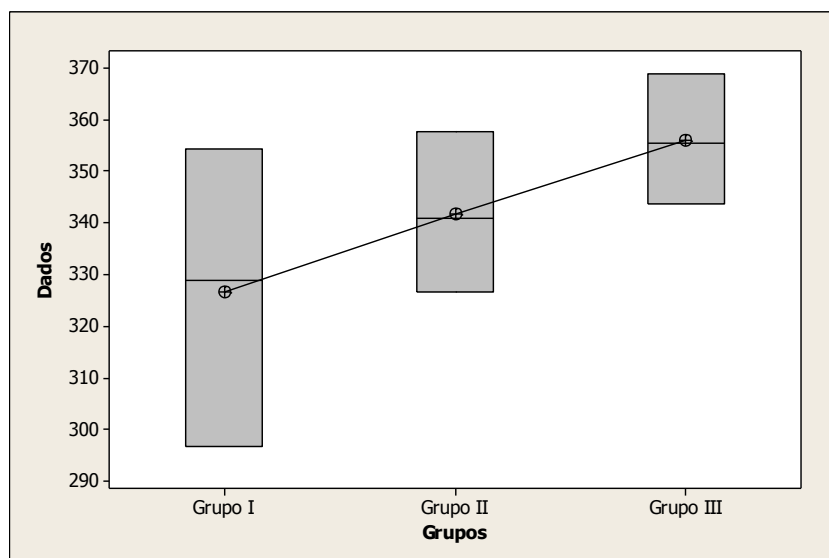


Gráfico 2: Exibe a variação das médias de cada grupo testado: I (0), II (20), III (60)

5.2 – Avaliação microscópica óptica

Foram realizados avaliações microscópicas para cada grupo nos seguintes aumentos 50, 100, 200 e 500x .

Para a amostra das placas encontrou no grupo I as seguintes características (Figura 13 a 16).

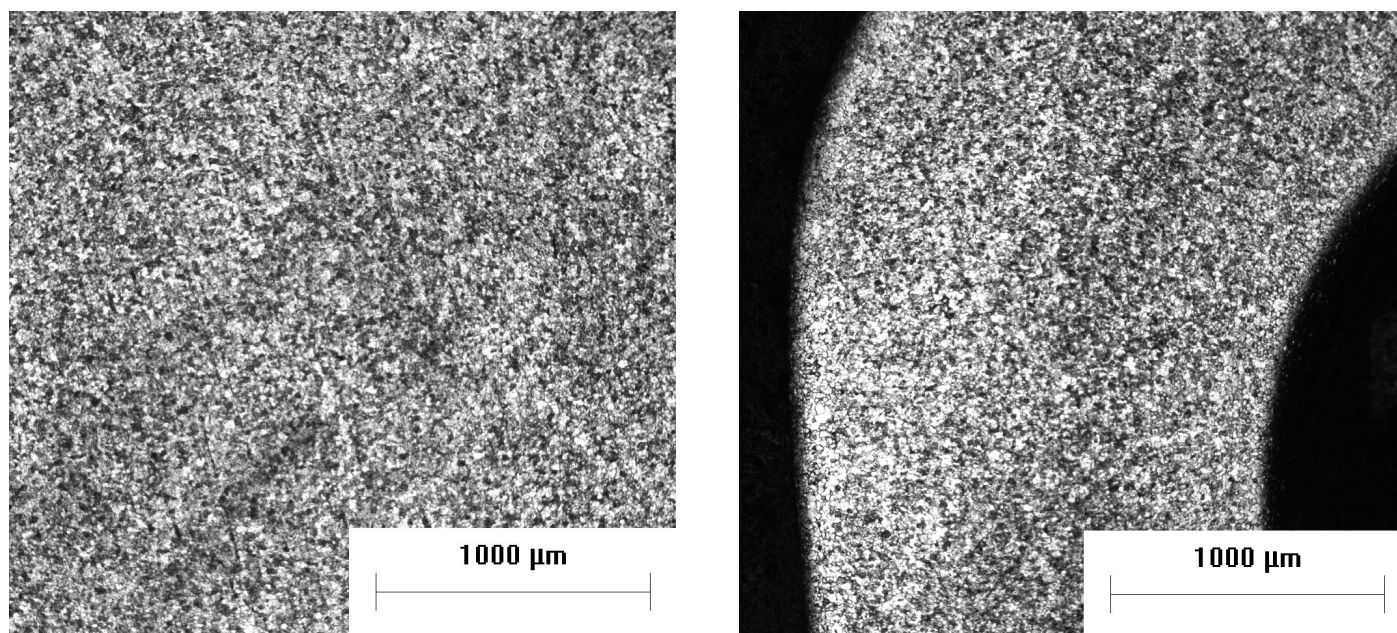


Figura 13: Exibe aumento de 50x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

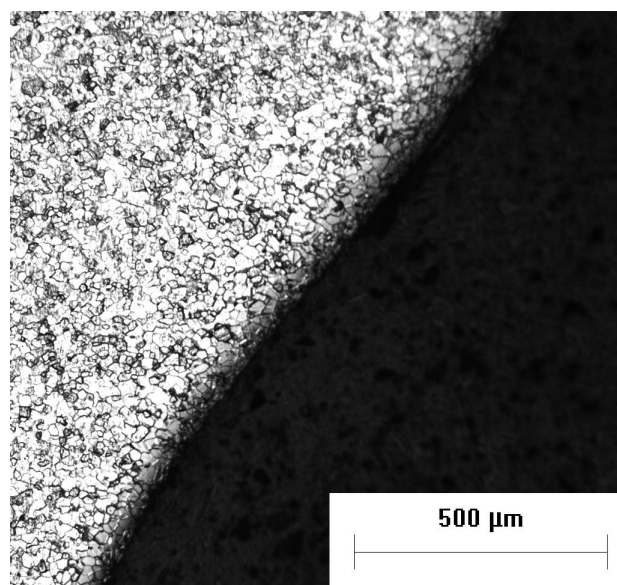
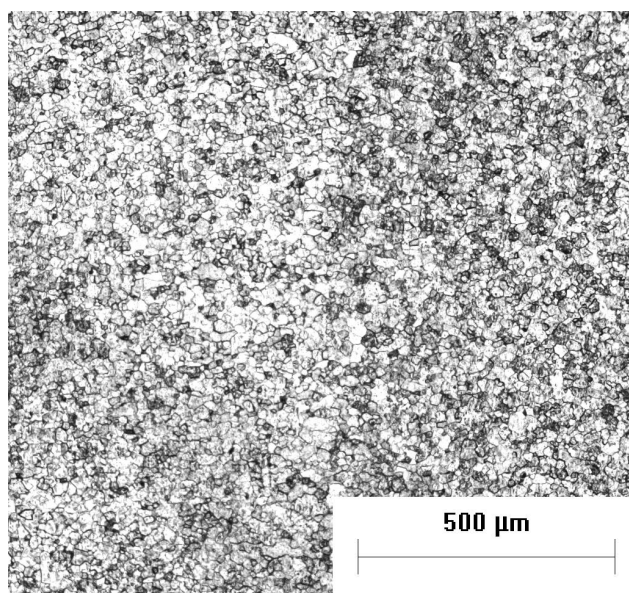


Figura 14: Exibe aumento de 100x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

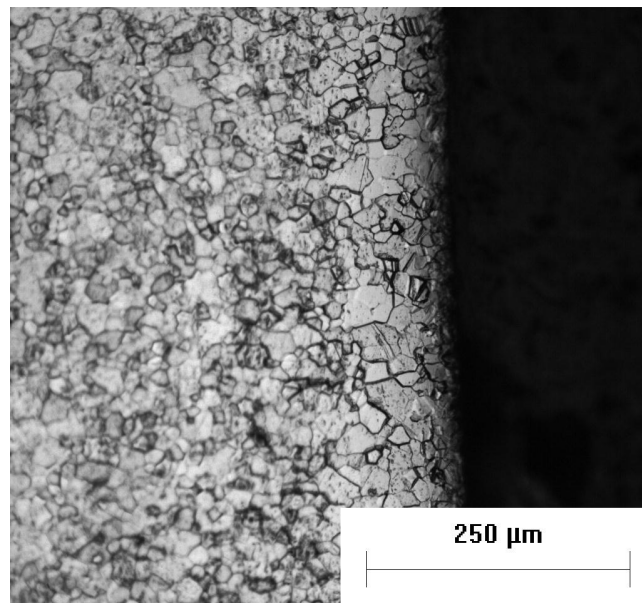
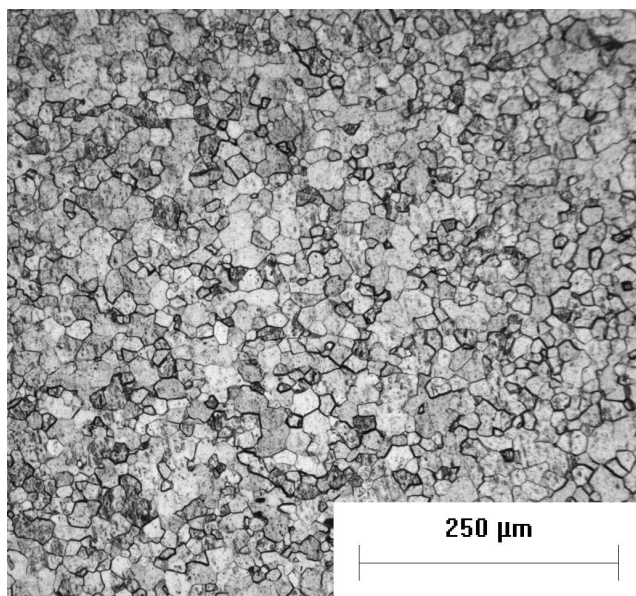


Figura 15: Exibe aumento de 200x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

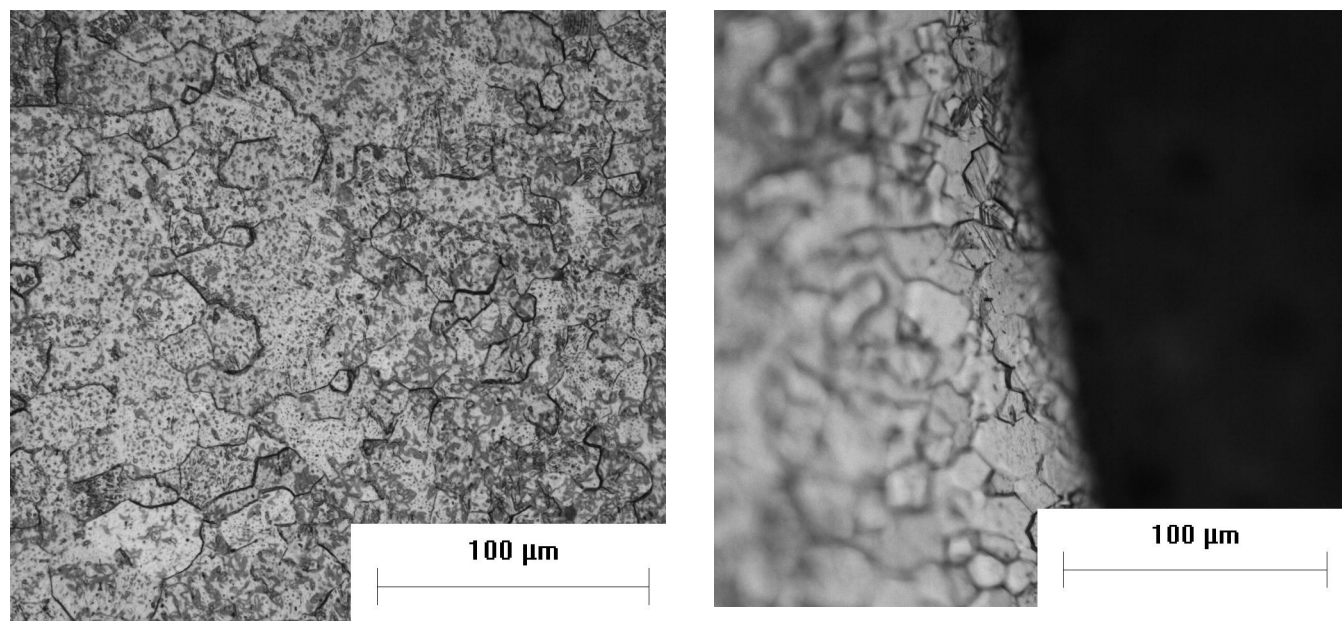


Figura 16: Exibe aumento de 500x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

Para o grupo II(20) encontrou-se as seguintes características microscópicas da amostra (Figura 17 a 20).

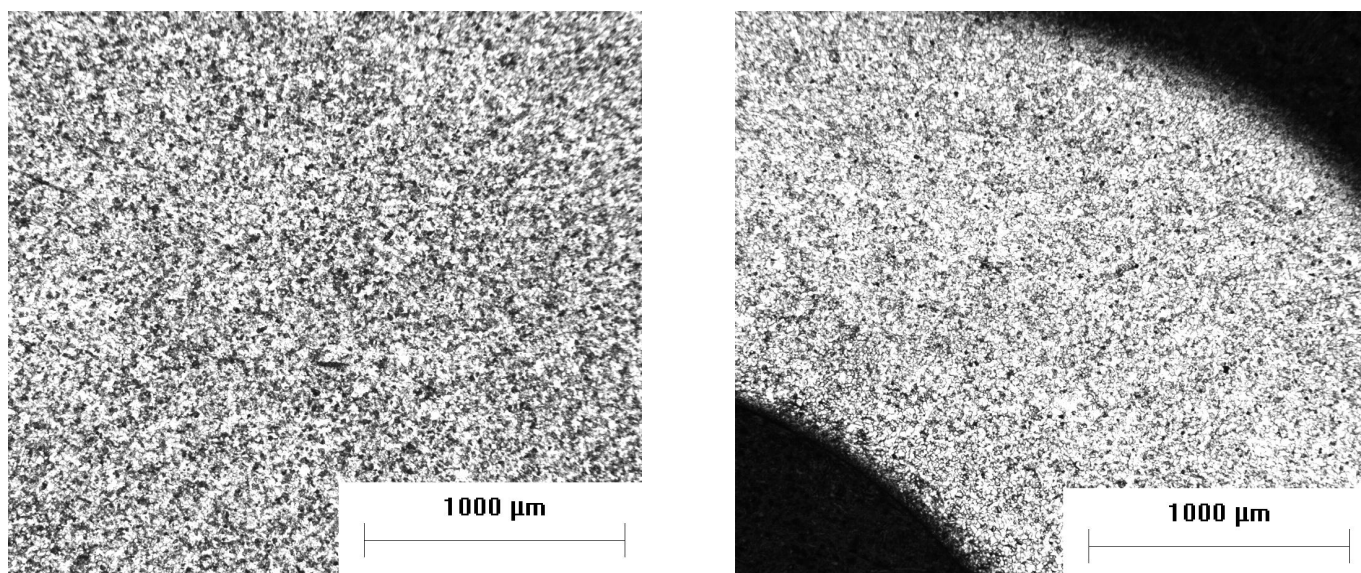


Figura 17: Exibe aumento de 50x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

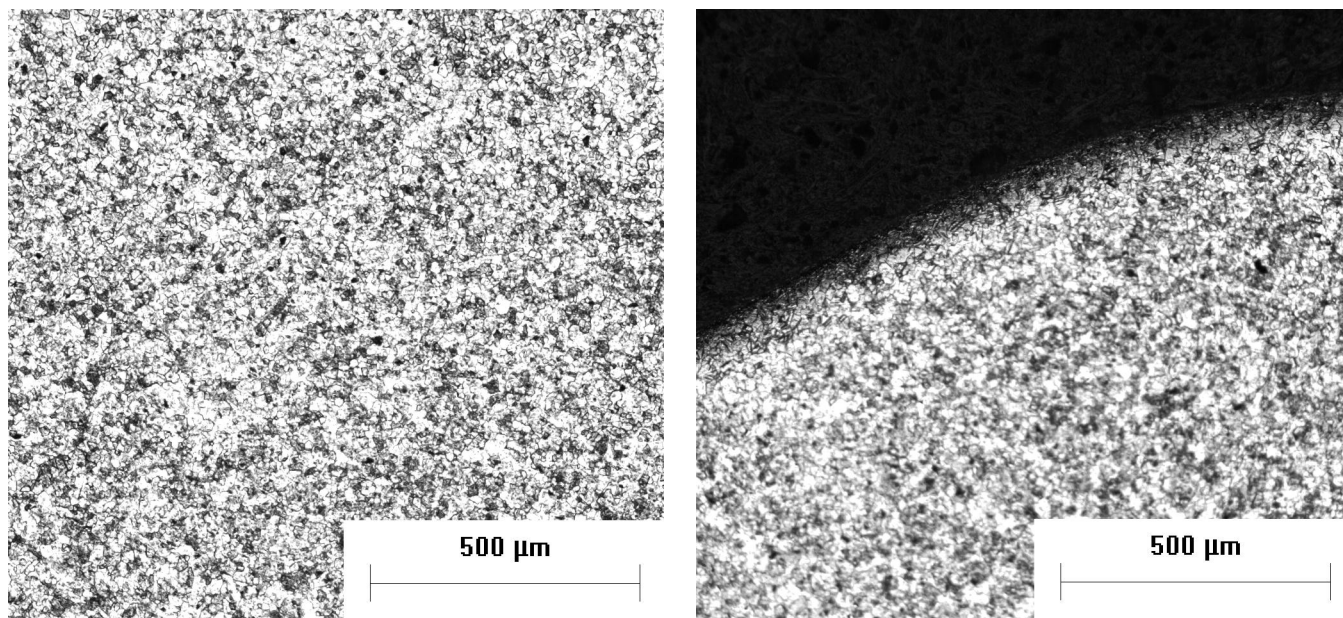


Figura 18: Exibe aumento de 100x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

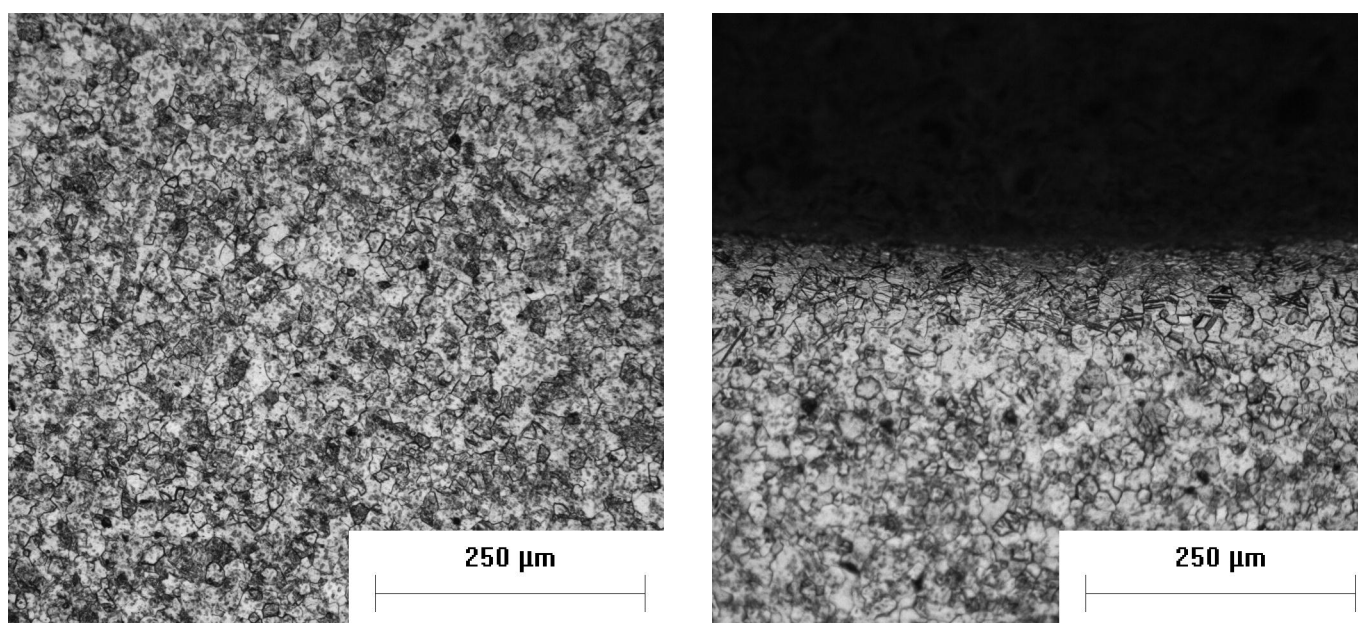


Figura 19: Exibe aumento de 200x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa).

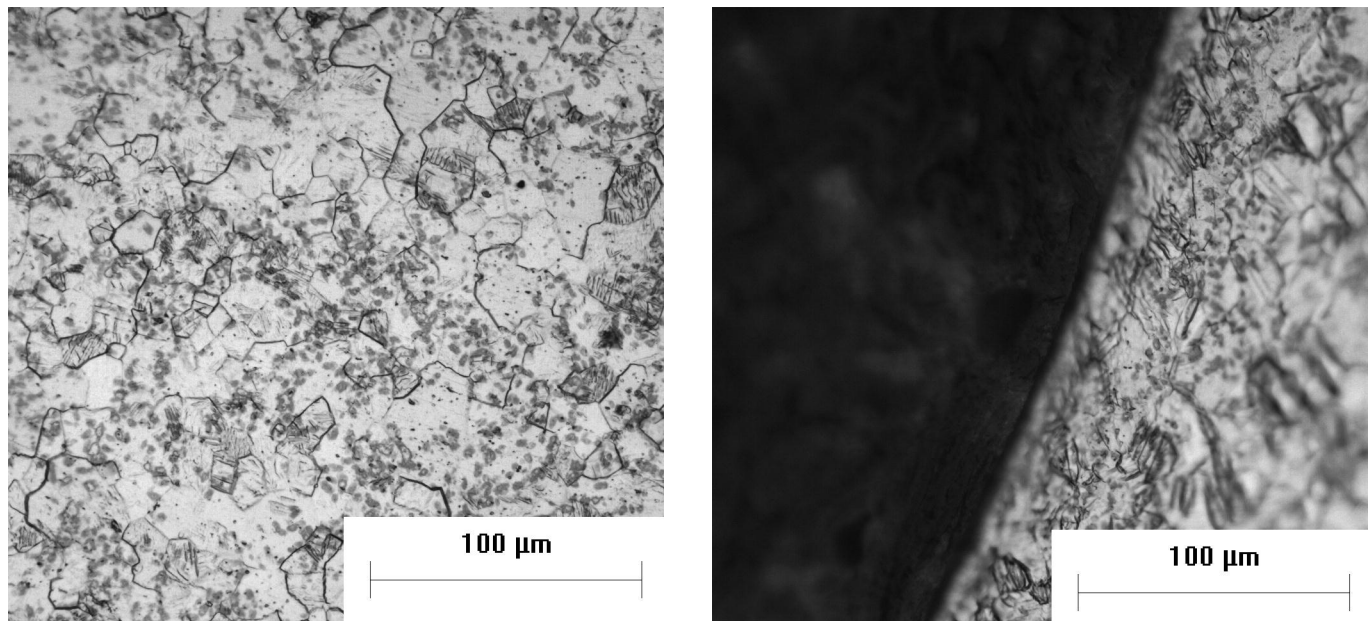


Figura 20: Exibe aumento de 500x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

Para o grupo III (60) encontrou-se as seguintes características microscópicas da amostra (Figura 21 a 24).

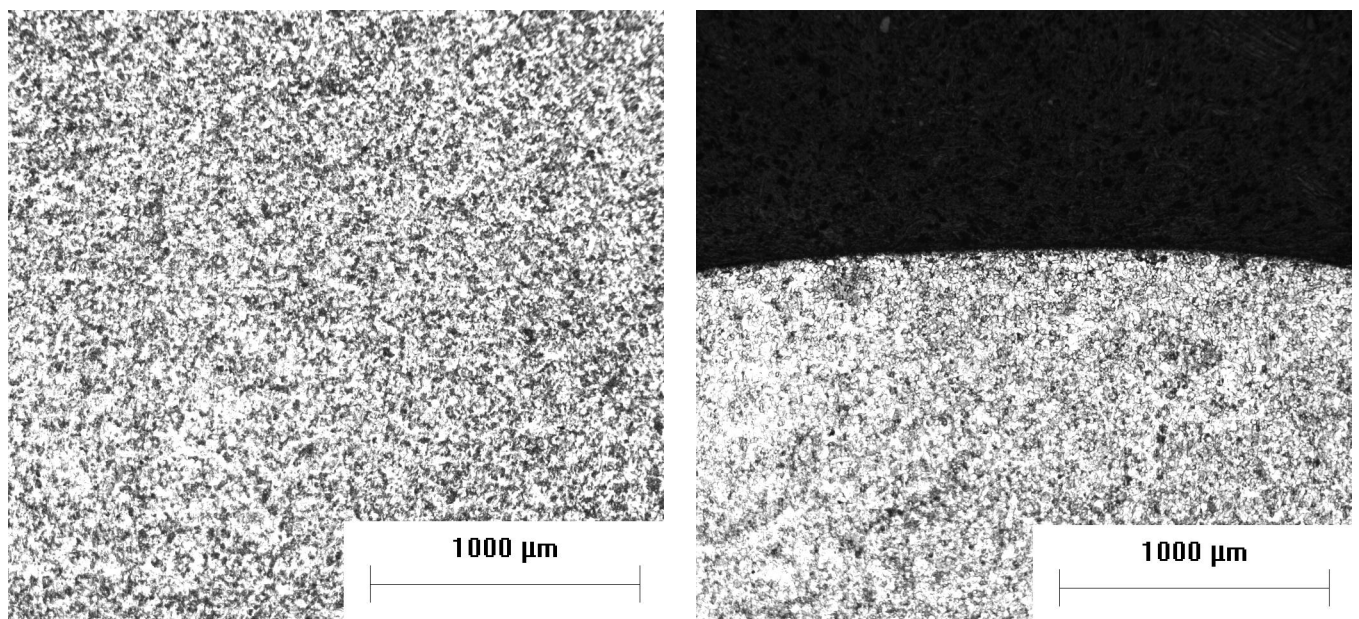


Figura 21: Exibe aumento de 50x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

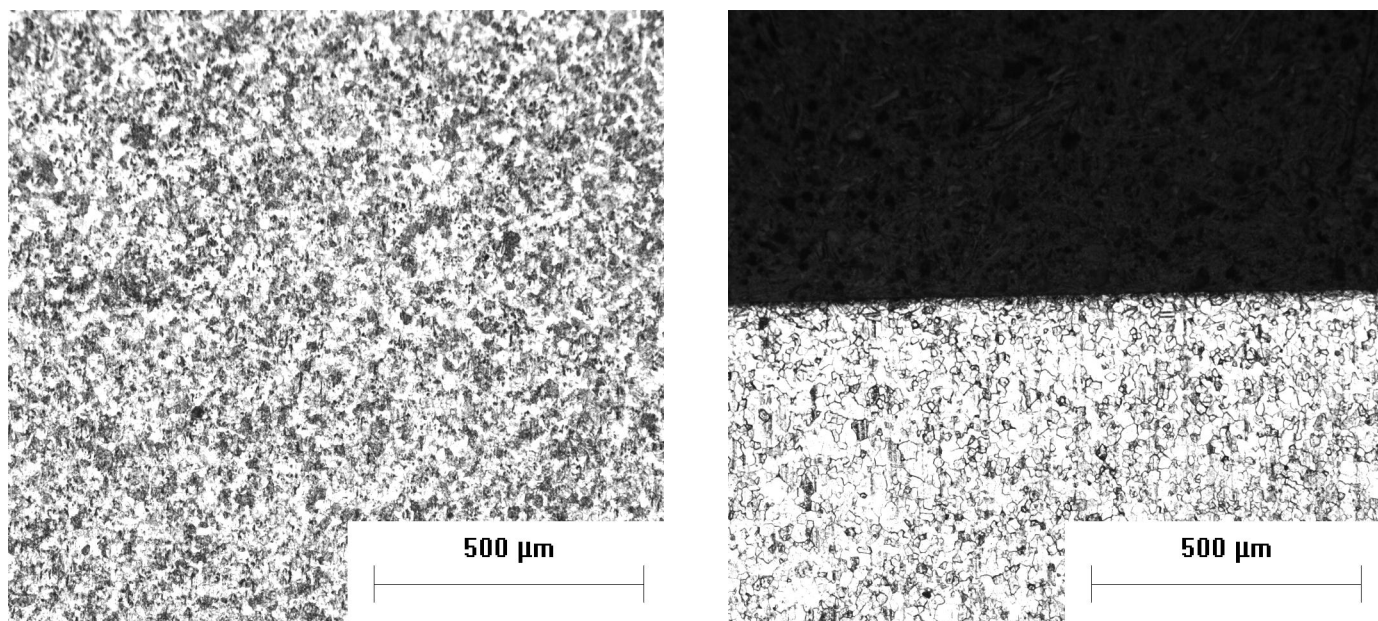


Figura 22: Exibe aumento de 100x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

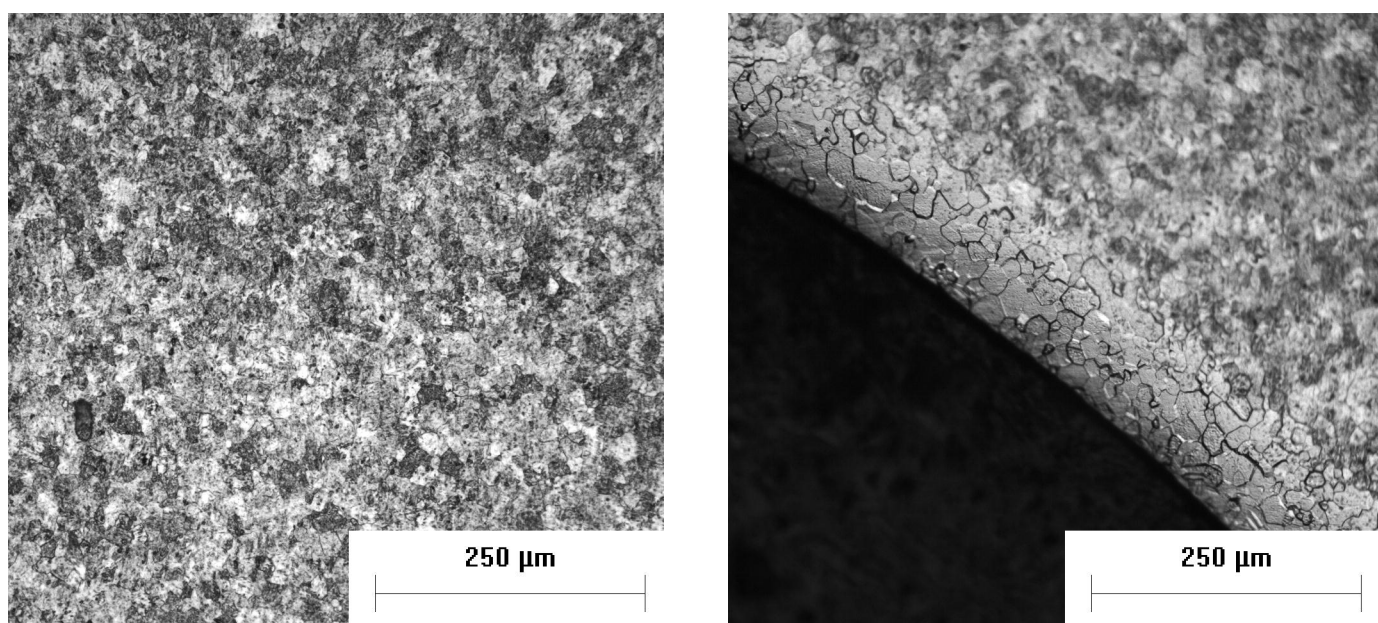


Figura 23: Exibe aumento de 200x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

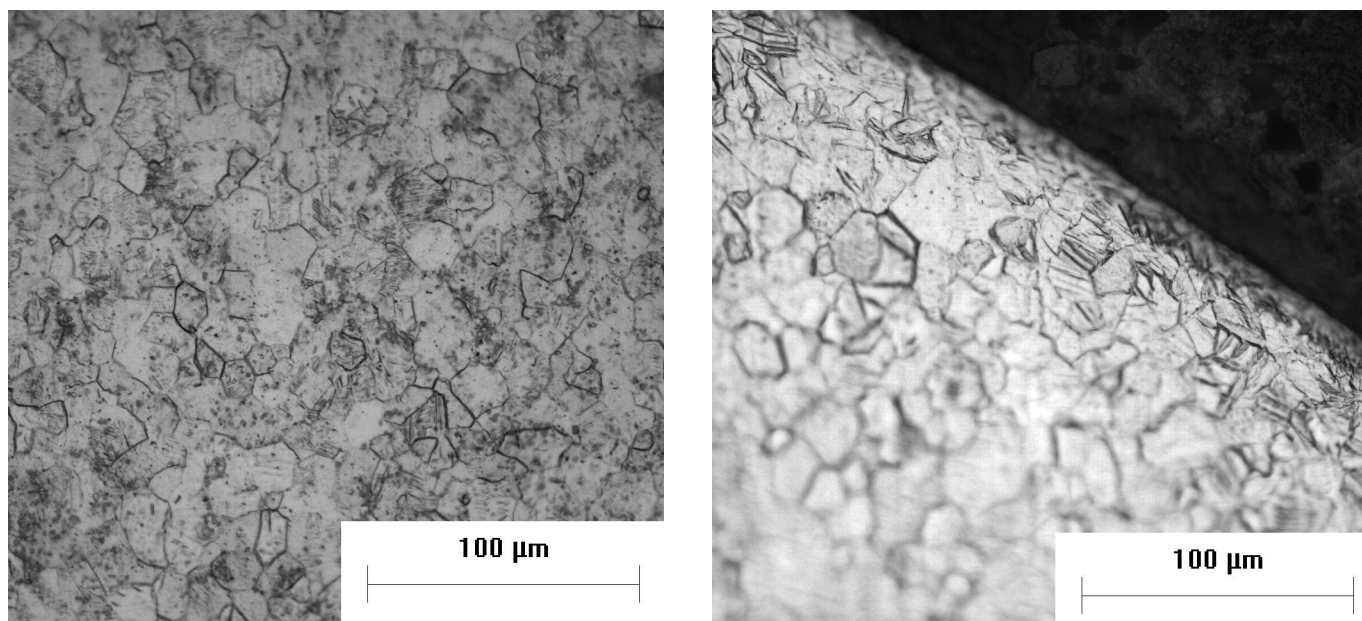


Figura 24: Exibe aumento de 500x (esquerda região central da placa, direita periferia da placa)

Com aumento de 500x de corpo de prova dos grupos I, II e III, observa-se margem externa e interna, respectivamente, de segmento de elo. As imagens revelam a microestrutura do material, com grânulos em conformações diferentes, de acordo com a margem analisada, observam-se ainda formação de maclas, principalmente na margem interna, o que pode ser decorrente de força de pressão/cisalhamento durante processo de usinagem. Sem diferença visível entre os grupos.

Para a amostra dos parafusos encontrou no grupo I as seguintes características (Figura 25 a 28).

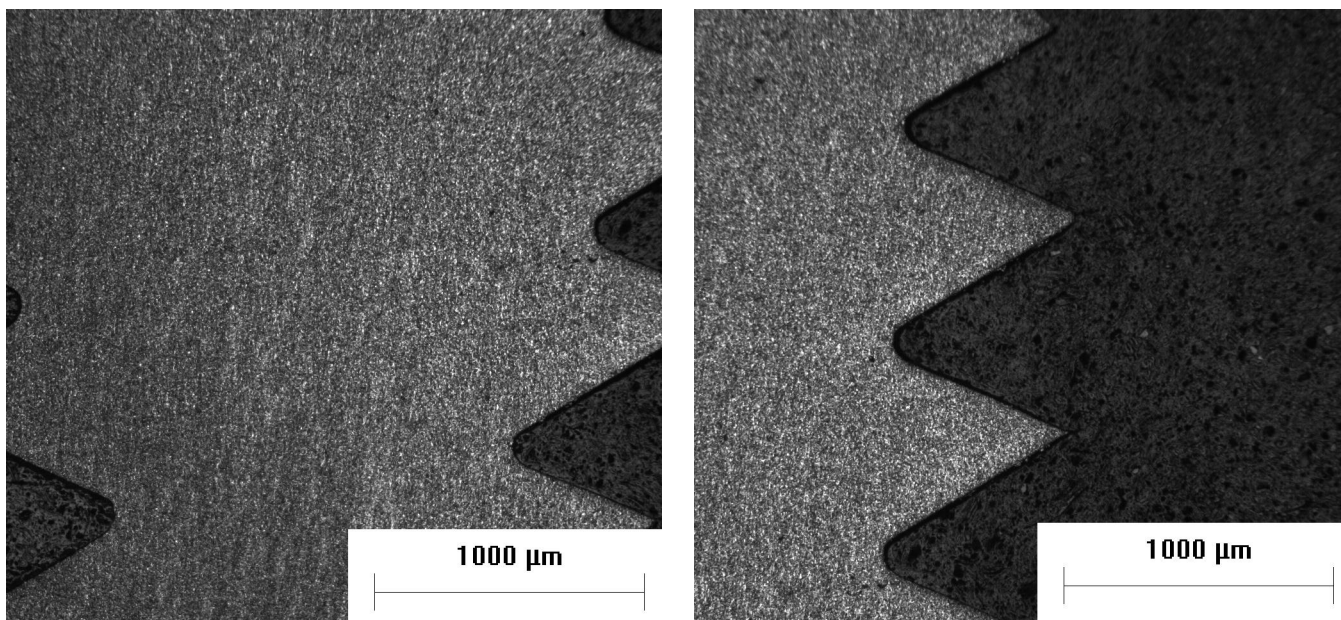


Figura 25: Exibe aumento de 50x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

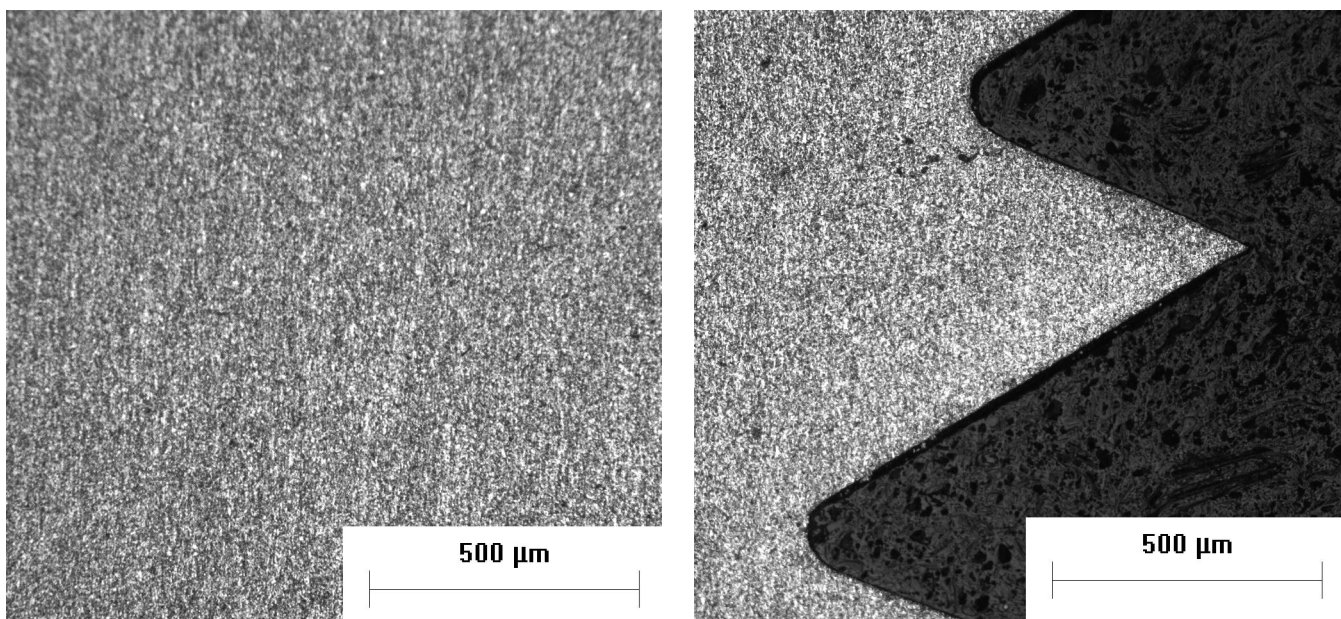


Figura 26: Exibe aumento de 100x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

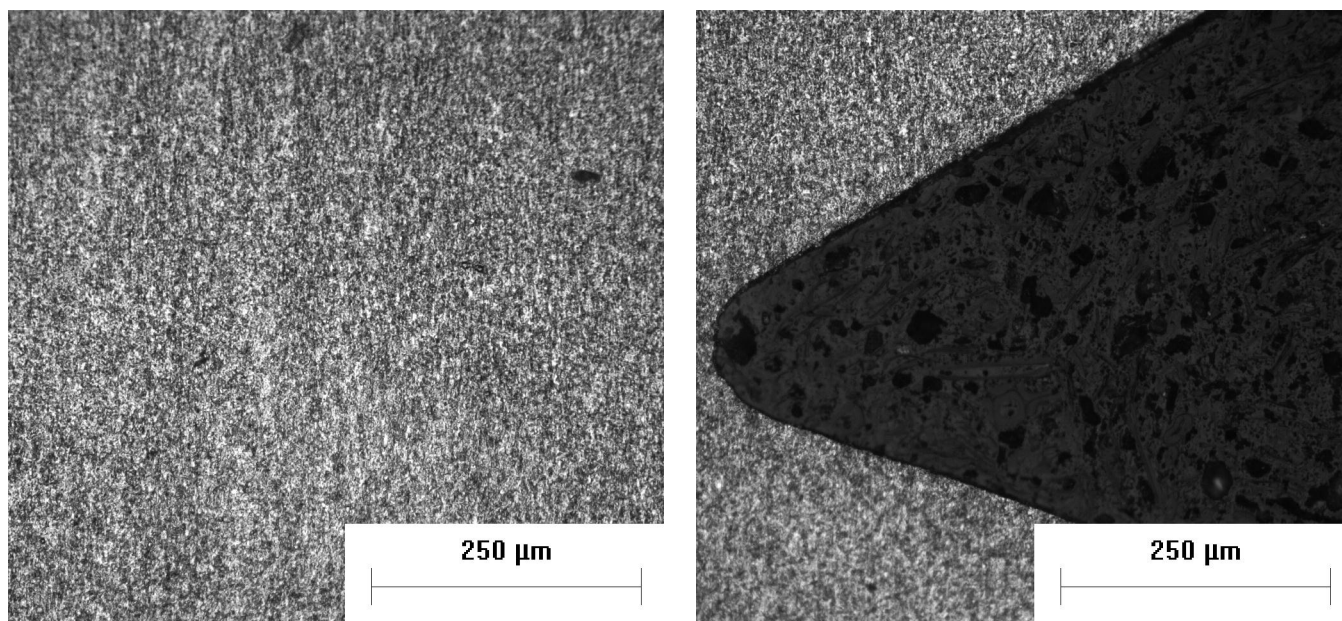


Figura 27: Exibe aumento de 200x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

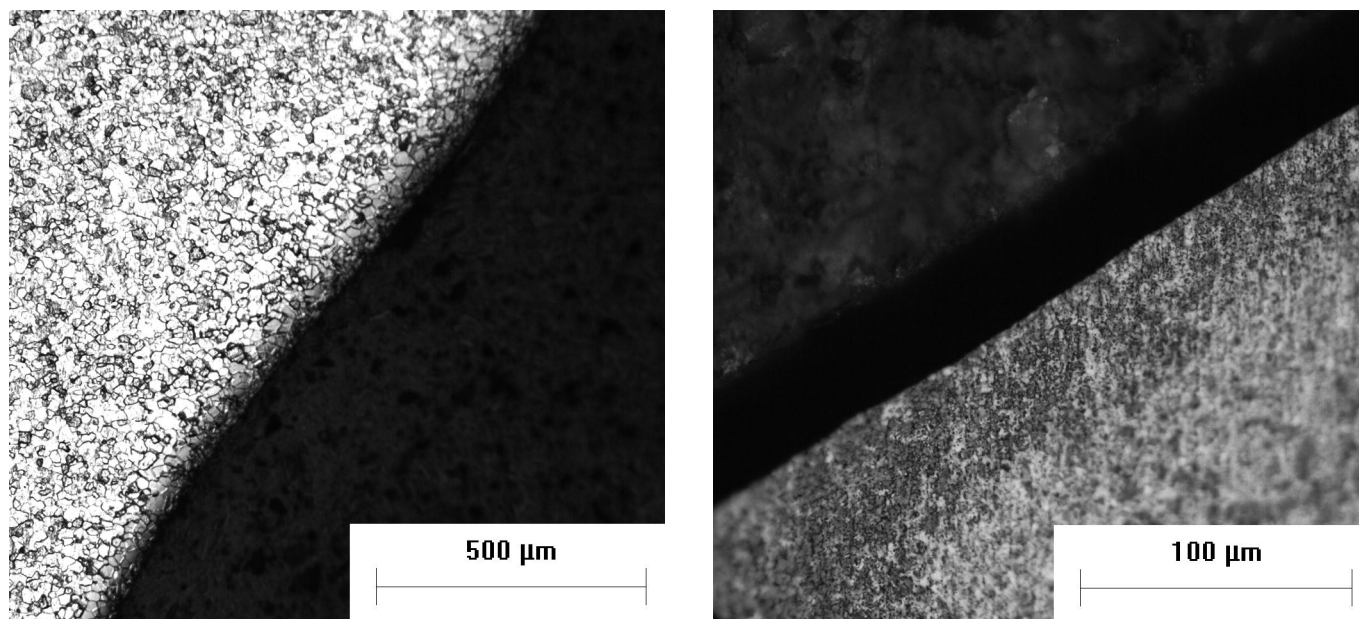


Figura 28: Exibe aumento de 500x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

Para a amostra dos parafusos encontrou no grupo II (20) as seguintes características (Figura 29 a 32).

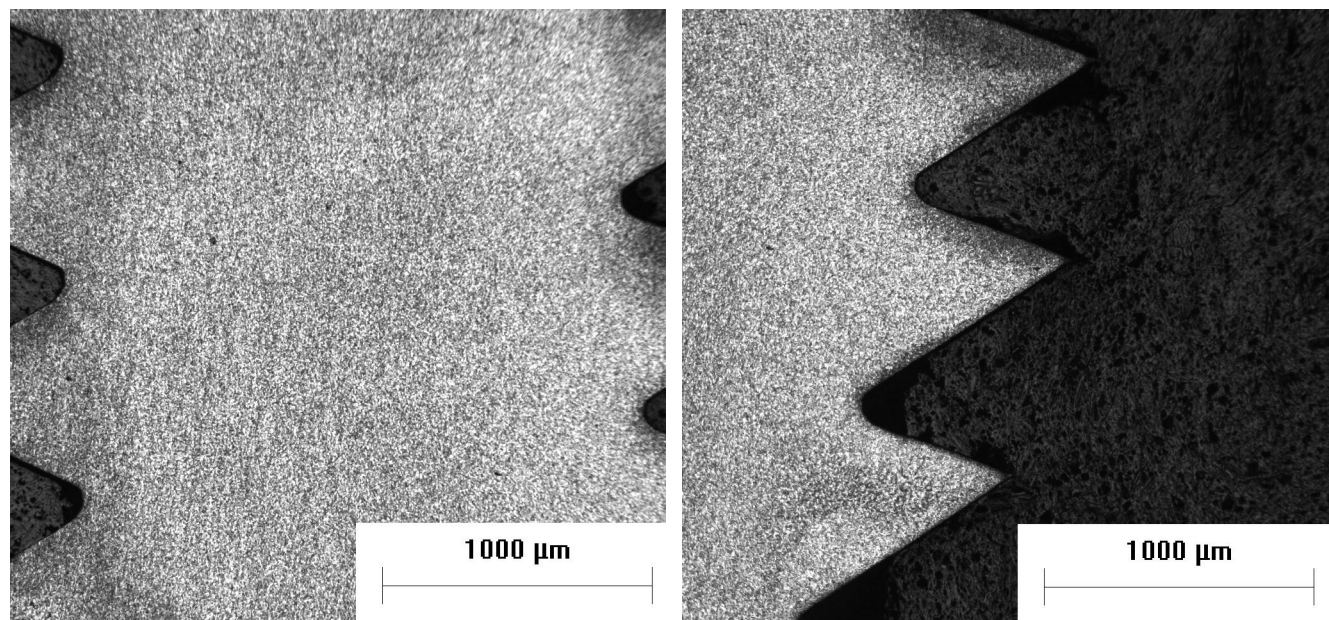


Figura 29: Exibe aumento de 50x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

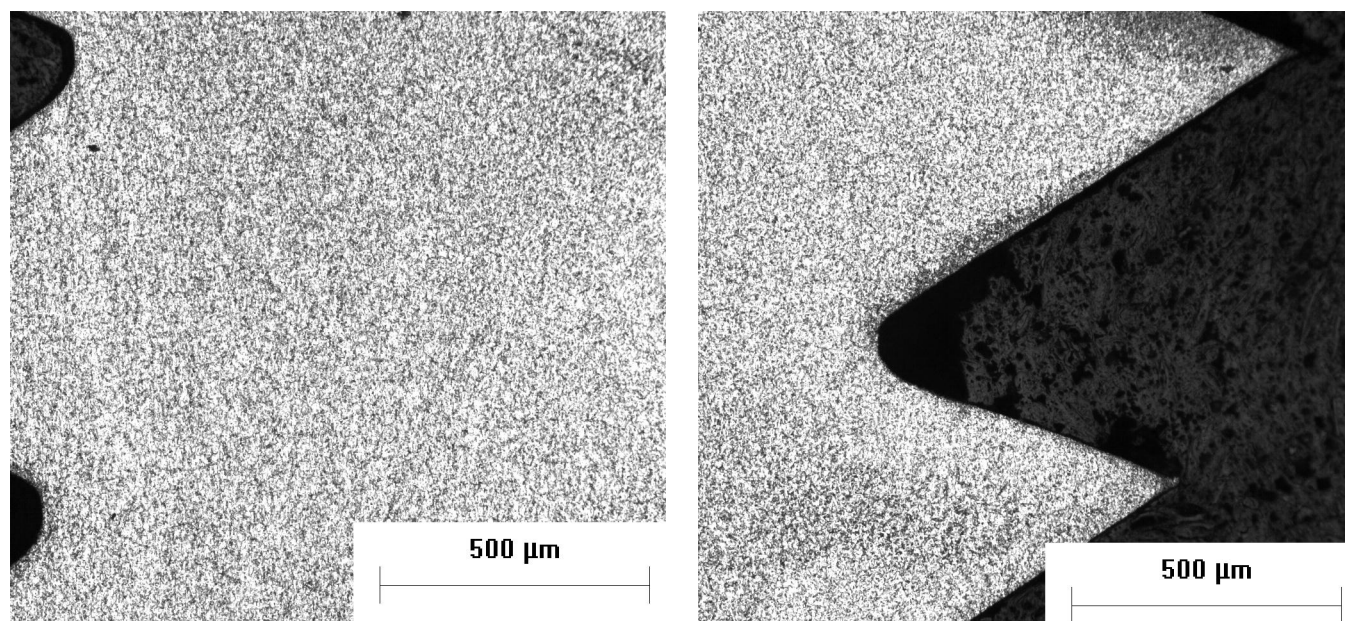


Figura 30: Exibe aumento de 100x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

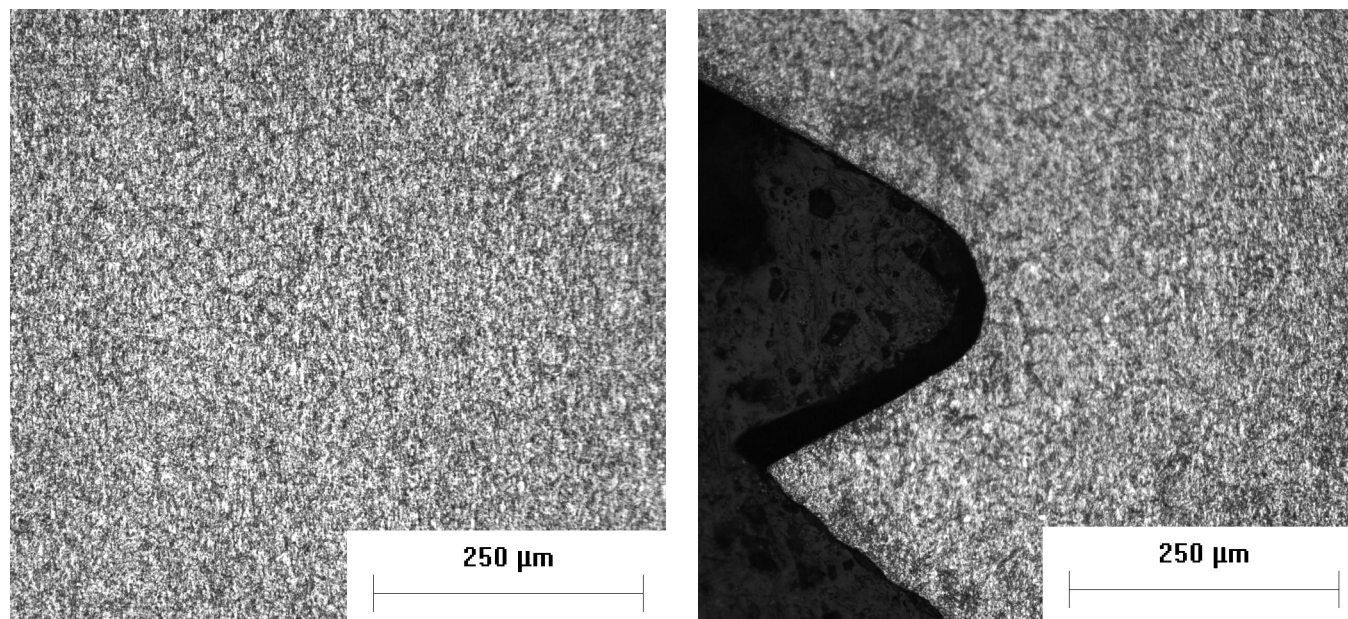


Figura 31: Exibe aumento de 200x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

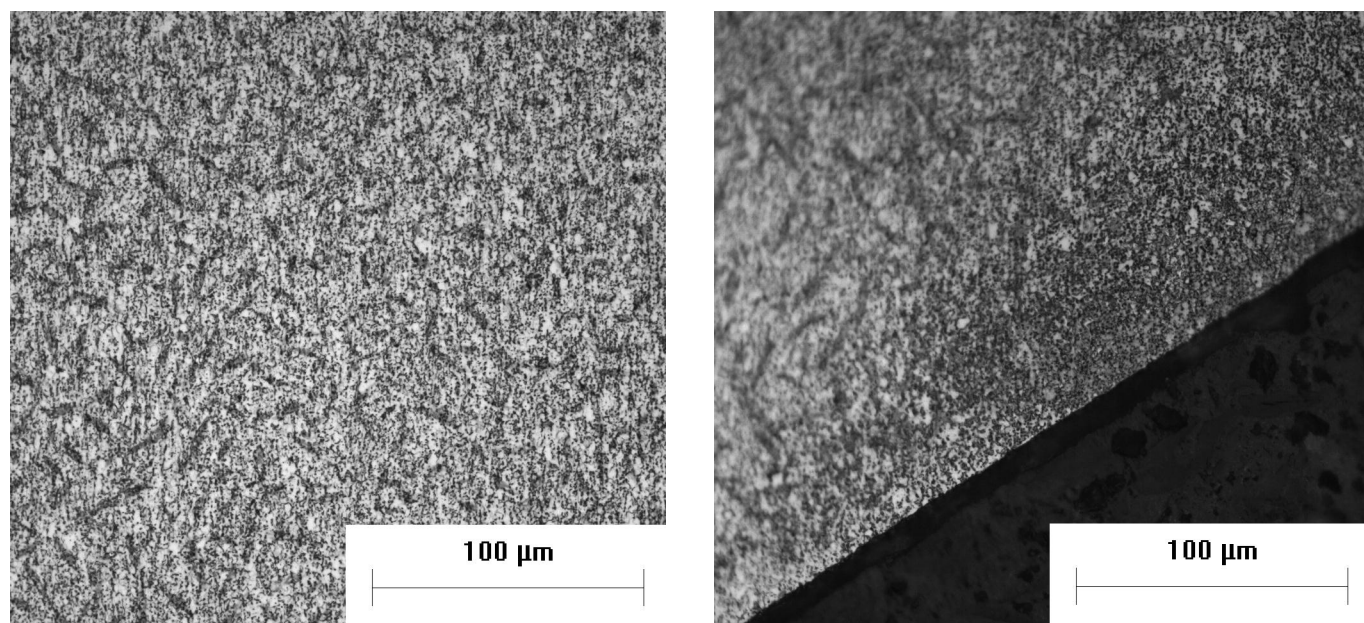


Figura 31: Exibe aumento de 500x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

Para a amostra dos parafusos encontrou no grupo III (60) as seguintes características (Figura 33 a 36).

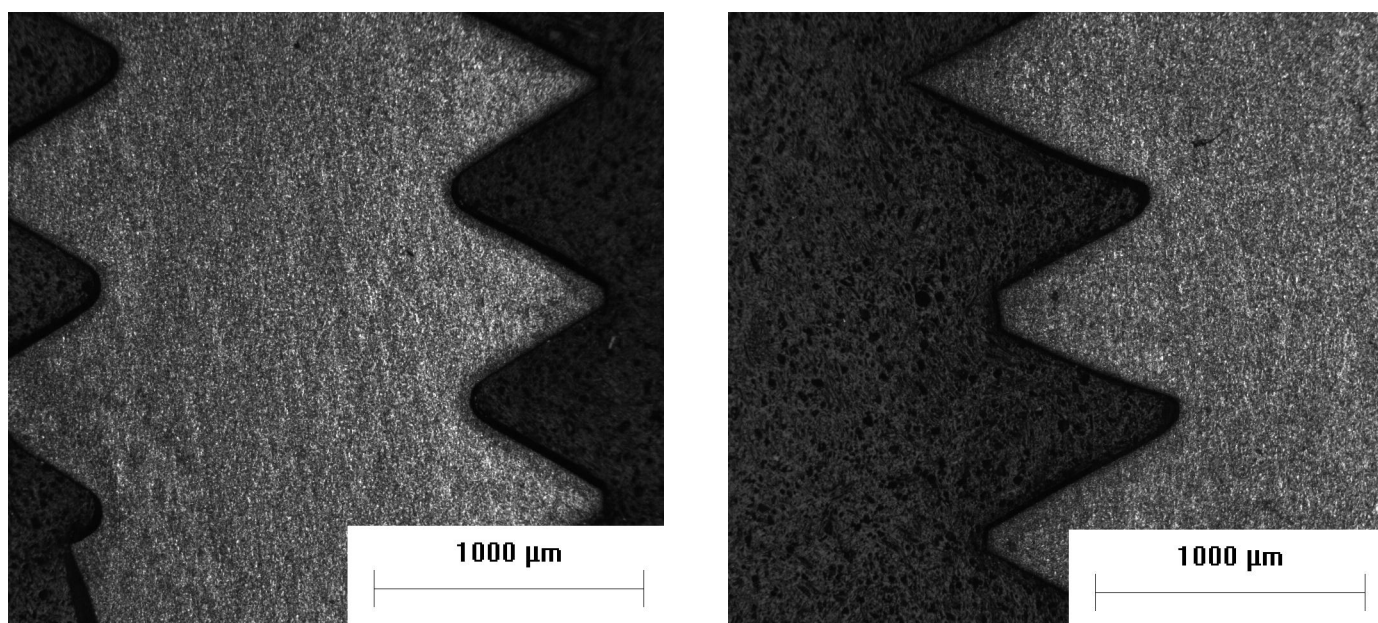


Figura 33: Exibe aumento de 50x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

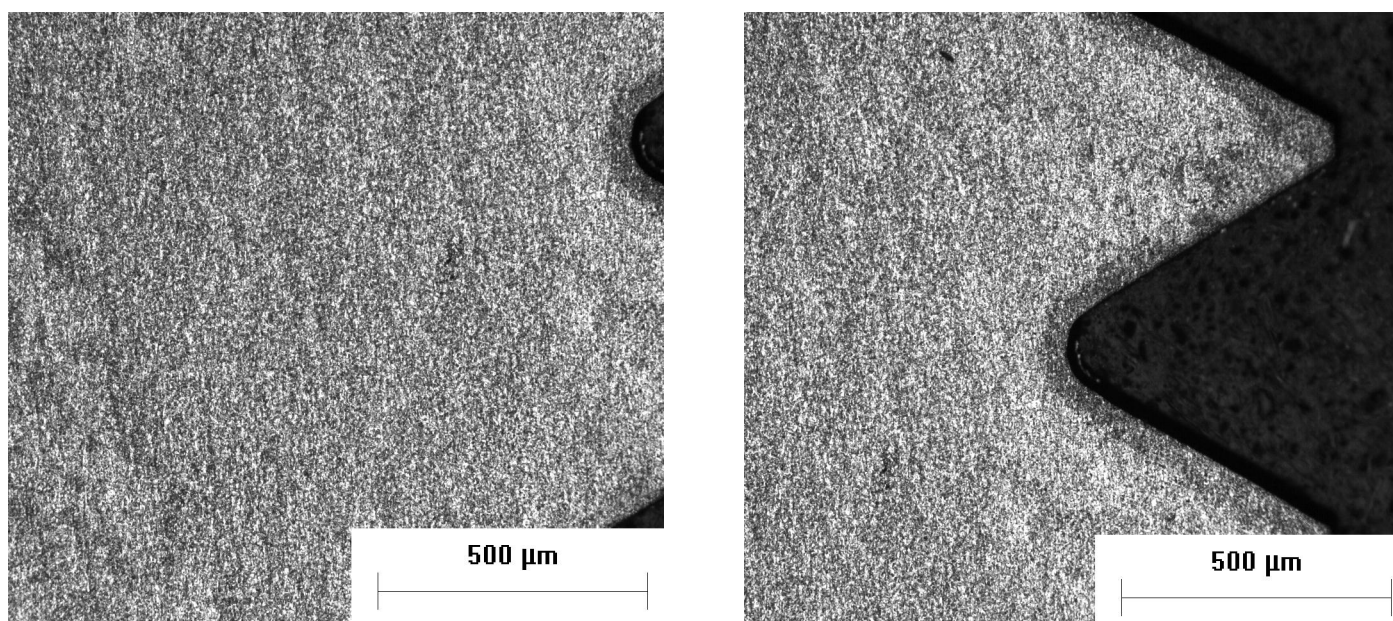


Figura 34: Exibe aumento de 100x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

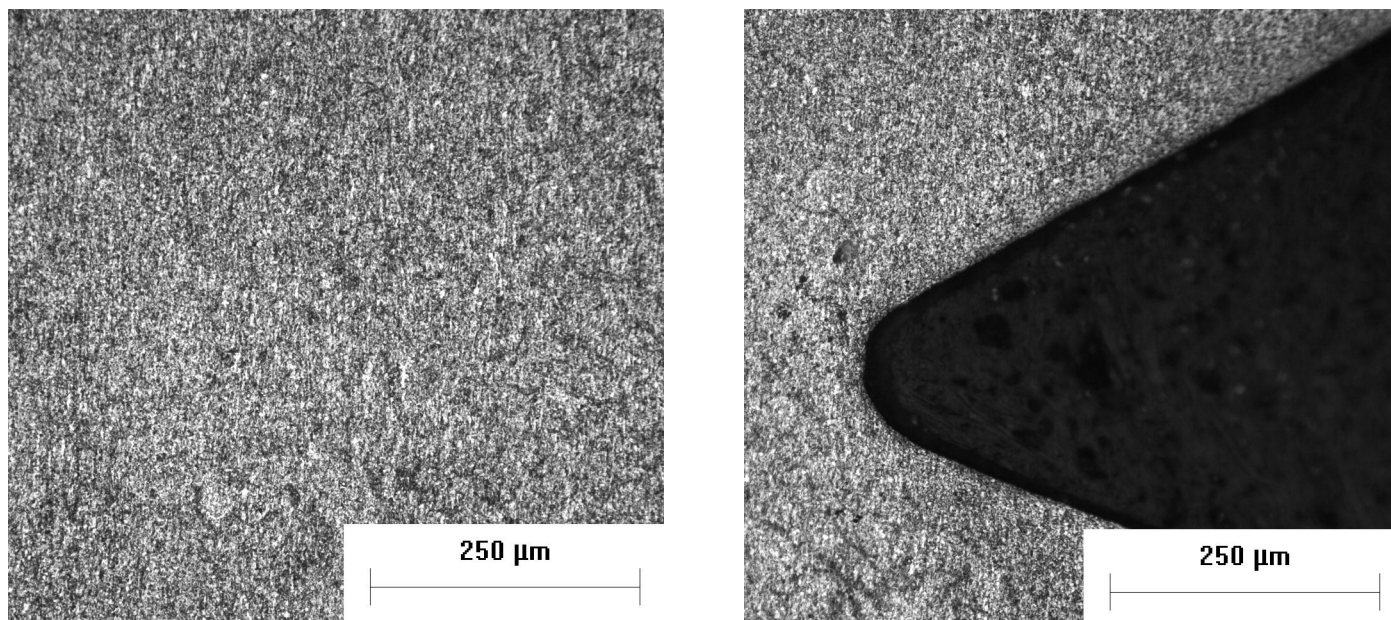


Figura 35: Exibe aumento de 200x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

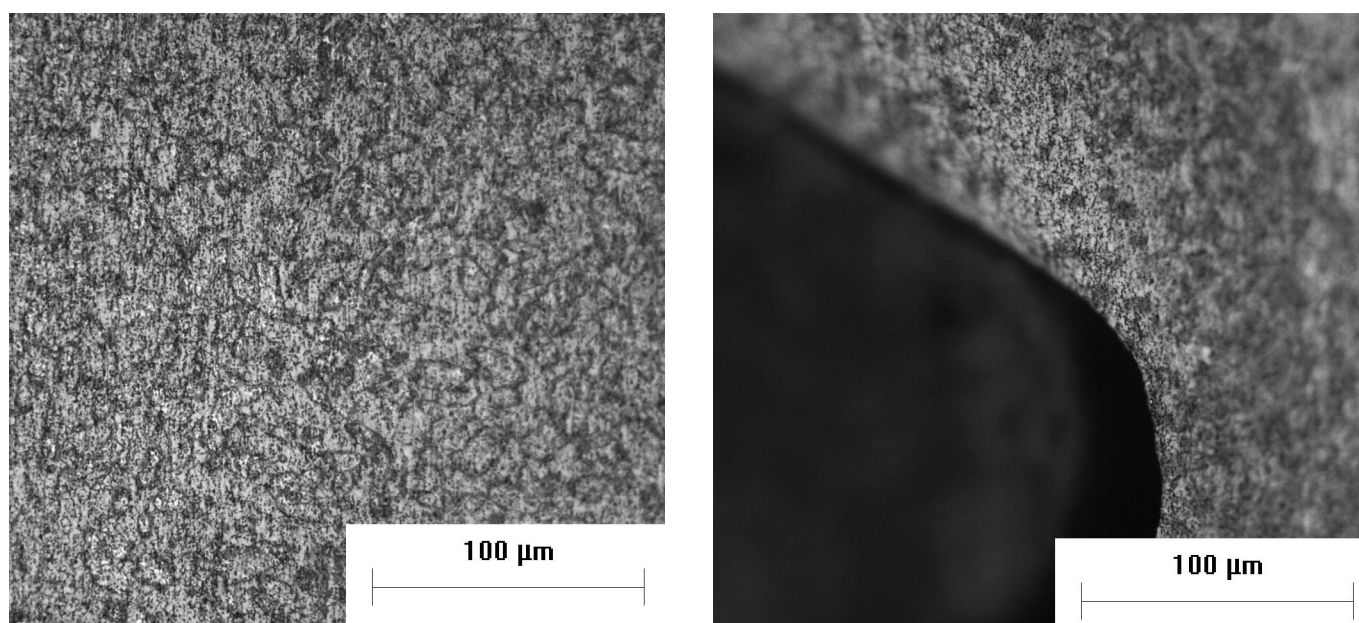


Figura 36: Exibe aumento de 100x (esquerda região central do parafuso, direita periferia do parafuso)

Com aumento de 500x de corpo de prova dos grupos I, II e III, observa-se margem externa e interna, respectivamente, de segmento de cada parafusos. As imagens revelam a microestrutura do material, com grânulos em conformações diferentes, de acordo com a margem analisada, observam-se ainda formação de maclas, principalmente na região das roscas do parafusos, o que pode ser decorrente de força de pressão/cisalhamento durante processo de usinagem que é submetido, sem diferença visível entre os grupos.

6 DISCUSSÃO

Os componentes de um sistema de fixação maxilofaciais são substituído no momento em que são utilizados, porém os que não são utilizados podem permanecer um tempo desproporcional ao resto do conjunto, especialmente aquelas formas de placas e comprimentos de parafusos utilizados com menos frequência e, por conseguinte, serão exposto aos procedimentos de esterilização muitos mais do que o fabricante tinha intenção. Nós levantamos a hipótese de que a esterilização em múltiplos ciclos de autoclavagens podem ter efeitos deletérios sobre a integridade das placas e parafusos utilizadas rotineiramente em cirurgia maxilo-facial.

Durante a rotina do cirurgião buco-maxilo-facial são utilizados diariamente os sistemas de osteossíntese, sejam para fixação de osteotomias programadas, ou para tratamento de fraturas. Durante a sua utilização eventualmente o cirurgião depara-se com intercorrências cirúrgicas como quebra da placa durante a dobragem ou quebra de parafusos durante sua inserção e isso de fato ocorre na prática clínica. Poucos são os estudos na literatura que avaliaram a influência do processo de autoclavagens na microestrutura das placas e parafusos de titânio (Vezeau *et al.*, 1996; Adelson *et al.*, 2007; Colella *et al.*, 2008; Mattos *et al.*, 2011). A falta destas informações na literatura motivou a realização deste trabalho para buscar estas respostas.

A realização deste tipo de estudo na área da endodontia já apresentam metodologia bem delineada o que facilita a comparação dos resultados como encontramos no estudo de Casper *et al.* (2011) e Plotino *et al.* (2012). Já que para a realização destes teste nesta área são utilizados basicamente com a utilização de torsiomêtro e teste de resistência a fadiga cíclica. O que não se aplica aos nossos materiais. Já na nossa área nos poucos estudos de placas e parafusos submetidos a processo de autoclavagens as metodologias variam de desde testes

biológicos de adesão e disseminação celular (Vezeau *et al.*, 1996), torque de fratura (Adelson *et al.*, 2007; Mattos *et al.*, 2011), e o que mais se aproxima do nosso estudo que foi o estudo de Colella *et al.* (2008) em que utilizou em sua metodologia os testes de dureza, rugosidade e metodologia de elementos finitos.

Acreditamos que a melhor metodologia para avaliação de placas e parafusos de titânios são aqueles testes específicos de metalografia como os utilizados nesse estudo que foram os de dureza e de análise microscópica. A dureza nos permite avaliar a resistência de um material, já que materiais de maior dureza apresentam uma friabilidade maior com uma maior chance de quebra. Encontramos que a dureza dos parafusos (Ti6Al4V) foram significativamente maior que a dureza das placas testadas (Titânio comercialmente puro grau II). E a avaliação microscópica nos permite a visualização da microestrutura do material, onde podemos perceber diferenças na estrutura granular destas ligas.

Os nossos resultados foram ao encontro da literatura o que mostrou que não houve diferença estatisticamente significativas entre os grupos I, II e III tanto das amostras do grupo e das placas. Resultados semelhantes ao encontrado por Colella *et al.* (2008) e Adelson *et al.*, 2007. Embora não exista diferença estatística nas amostras, encontramos um aumento gradual da média da dureza na amostra dos parafusos, o que poderíamos extrapolar com limitação para um aumento da chance de falha da utilização deste, resultado similar ao encontrado por Adelson *et al.*, 2007 que embora não tenha encontrado um resultado com significância estatística encontrou um aumento da capacidade de fratura com aumento do número de autoclavagens.

Com base nos resultados do presente estudo, não podemos recomendar alterações nos protocolos estabelecidos e habitual para armazenar ou autoclavagem dos sistemas de placas e parafusos craniofacial. Porém a individualização dos componentes do sistema através da agregação de placas e

parafusos utilizados normalmente em um determinado caso, ou a ordenação personalizada estéril por pacotes de hardware que um cirurgião em particular usa habitualmente pode melhorar ou eliminar qualquer efeito deletério que os repetidos processos de autoclavagens possam induzir.

Enquanto levantamos questões para a não reesterelização de materiais de fixação ainda encontramos na recente literatura trabalhos estabelecendo protocolos de desinfecção de placas e parafusos, para que o mesmo possam ser reutilizados como o de Danesi *et al.* (2011) para países de renda baixa e média. O mesmo afirma que poderia ser uma boa alternativa para países pobres em que o custo deste dispositivos são altos. O referido autor afirma que o custo total para o reprocessamento é de 15 euros, porém muitos destes dispositivos poderiam não ser removidos dos pacientes, e o custo global com centro cirúrgico, período de internação, medicações administradas não foram computados o que muitas vezes se somados são superiores a aquisição de um novo material. Tuncer *et al.* (1996) ainda mostra que diferenças nas características mecânicas da placas eram visíveis em sistemas já utilizados. Deve-se existir um rigoroso sistema de esterilização e desenvolvimento de método de rastreamento do material utilizado em cada paciente, a sua reutilização dificultaria ainda mais este processo. Muitas dúvidas ainda nos restam sobre a influência do processo de autoclavagem neste material, sugerimos que além dos testes metalográficos a associação com ensaios mecânicos seja realizados para se obter respostas mais previsíveis dos resultados metalográficos.

7. CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos nas amostras estudadas, observou-se que o processo repetido de autoclavagens não alterou significativamente as características de dureza e microscópicas do material analisado

8 REFERÊNCIAS¹

Adelson RT, DeFatta RJ, Ducic Y. Integrity of craniofacial plating systems after multiple sterilization procedures. J Oral Maxillofac Surg. 2007 ;65: 940-4.

Albrektsson T, Jakobssen M. Bone-metal interface in osseointegration. J Prosthet Dent. 1986; 57: 597.

ASTM Standard specification for unalloyed titanium for surgical implants applications. An American National Standard. Philadelphia: ASTM International 1997.

Azevedo CRF, Hippert Jr. E. Failure analysis of surgical implants in Brazil. Eng Failure Analysis. 2002; 9: 621–33.

Beder, OE, Ploger, WJ. Intraoral titanium implants, Oral Surg Oral Med Oral Path. 1959; 12:787-799.

Bothe, TR, Beaton, LE, Davenport, HA. Reaction of bone to multiple metallic implants, Sur Gynecol Obst . 1940; 71:598-602.

Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. J Endod. 2011 ; 37: 1572-5.

Clarke, EGC, Hickman, J. An investigation into the correlation between the electric potential of metals and their behavior in biological fluids, J Bone Jt Surg 1953; 35B: 467-473.

Colella G, Tartaro G, Cannavale R, Lanza A, Marulo F. Effects of repeated cycles of sterilisation on the mechanical characteristics of titanium miniplates for osteosynthesis. Br J Oral Maxillofac Surg. 2008 ; 46: 449-54.

Danesi V, Cristofolini L, Stea S, Traina F, Beraudi A, Tersì L, Harman M, Viceconti M. Re-use of explanted osteosynthesis devices: a reliable and inexpensive reprocessing protocol. Injury. 2011; 42: 1101-6.

Dumblenton JH, Miller EH. Failure of metallic orthopaedic implants. In: Metals handbook, 8th ed. vol. 10. ASM International; 1975:571–80.

¹ De acordo com a norma da Unicamp/FOP baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos de acordo com o Medline

FDA. Medical device reporting: an overview. (1996). Center for Devices and Radiological Health, Food and Drugs Administration.1996. 14 p.

Linkow, LI. Implant Dentistry Today: A Multidisciplinary Approach. Vol.1., Piccin, Padua, 1990, pp.1-80.

Mattos CT, Ruellas AC, Sant'anna EF. Effect of autoclaving on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage. J Orthod. 2011; 38: 15-20.

Medical Devices Agency European Commission Guidelines. (1998).<disponível em: <http://www.medical-devices.gov.uk/mdaaic.htm#report>>.

Niinomi M. Fatigue characteristics and microstructure of titanium alloys for biomedical applications. In: Proceedings of the 8th International Fatigue Congress, Stockholm, Sweden, June; 2002. p. 2073–2083.

Okabe, T, HerfÓ, H. The use of titanium in dentistry, Cells and Materials 1995; 5: 211-230.

Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments.J Endod. 2012; 38: 222-5.

Smith GK, Black J. Models for systemic effects of metallic implants. In: Symposium on retrieval and analysis of orthopedic implants. NBS Special Publication 1976; 472: 23–30.

Tuncer N, Demiralp AS, Güven O, Keskin A, Bor S. A biomechanical comparison between original and used titanium miniplates. J Craniomaxillofac Surg. 1996; 24: 58-61.

Vezeau PJ, Koobusch GF, Draughn RA, Keller JC. Effects of multiple sterilization on surface characteristics and in vitro biologic responses to titanium. J Oral Maxillofac Surg. 1996 ; 54: 738-46.

Woo SLY, Lothringer KS, Akeson WH, et al: Less rigid internal fixation plates: Historical perspectives and new concepts. J Orthop Res 1984; 1: 43.